

**EFFEKTE VON LASERN AN DER
HAUT DES MINISCHWEINS**

CORNELIA GEBHARD

1987

Disbui. München

1987





Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554827_0093

Aus der Dermatologischen Klinik und Poliklinik der Universität München

Vorstand: Prof. Dr. Dr. h. c. O. Braun - Falco

EFFEKTE VON LASERN AN DER HAUT DES MINISCHWEINS

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Cornelia Gebhard

aus Singen

1987

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter:	Priv.-Doz. Dr. M. Landthaler
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. Dr. h.c. O. Braun - Falco Prof. Dr. W. Permanelter
Dekan:	Prof. Dr. W. Spann
Tag der mündlichen Prüfung:	30.07.1987

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. LASER und seine ANWENDUNGSMÖGLICHKEITEN in der MEDIZIN	1
1.1. Laserlicht	1
1.1.1. Prinzip des Laser	1
1.1.2. Eigenschaften des Laserlichts	1
1.1.3. Auswirkungen des Laserlichts auf das Gewebe	2
1.2. Bisherige Anwendungsmöglichkeiten des Lasers in der Medizin	2
1.2.1. Ophthalmologie	2
1.2.2. Urologie	2
1.2.3. Gastroenterologie	3
1.2.4. Gynäkologie	3
1.2.5. Chirurgie	3
1.2.6. Dermatologie	3
2. ZIEL der ARBEIT	4
2.1. Untersuchungen mit 3 verschiedenen Systemen	4
2.1.1. Quantitative Untersuchung	4
2.1.2. Qualitative Untersuchung	4
2.2. Kühlsysteme	5
2.2.1. Kühlung der Hautoberfläche mit gasförmigem CO ₂	5
2.2.2. Kühlung mit physiologischer Kochsalzlösung	5
2.3. Strahlgeometrie	5
2.3.1. Bestrahlung ohne Fokussieroptik (o. F0)	5
2.3.2. Bestrahlung mit Fokussieroptik (m. F0)	5

Inhalt	Seite
3. VERSUCHSANORDNUNG	5
3.1. Beschreibung der verwendeten Geräte	5
3.1.1. Der IR- Koagulator	5
3.1.2. Der Argonlaser	6
3.1.3. Der Nd- YAG- Laser	7
3.2. Experimenteller Vorgang	7
3.2.1. Versuchsvoraussetzung	7
3.2.2. Experiment	8
3.2.3. Exzision und Verarbeitung der Hautproben	10
4. ERGEBNISSE	10
4.1. Bestrahlung mit dem IR- Koagulator	10
4.2. Bestrahlung mit dem Argonlaser	13
4.3. Bestrahlung mit dem Nd- YAG- Laser und Verwendung der Fokussieroptik (mFO)	17
4.4. Bestrahlung mit dem Nd- YAG- Laser und Kühlung der Hautoberfläche mit CO ₂ ; ohne Fokussieroptik (oFO)	28
4.5. Bestrahlung mit dem Nd- YAG- Laser und Kühlung der Hautoberfläche mit phys. Kochsalzlösung; ohne Fokussieroptik (oFO)	42
4.6. Bestrahlung mit dem Nd- YAG- Laser und Kühlung der Hautoberfläche mit phys. Kochsalzlösung; mit Fokussieroptik (mFO)	50

Inhalt	Seite
5. DISKUSSION	58
6. ZUSAMMENFASSUNG	82
7. LITERATUR	85

1. LASER UND SEINE ANWENDUNGSMÖGLICHKEITEN IN DER MEDIZIN

1.1. LASERLICHT

1.1.1. Prinzip des Lasers

Laser ist eine Abkürzung für "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" und bedeutet Lichtverstärkung durch stimulierte Emission von Strahlung.

Im Lasermaterial (Festkörper, Flüssigkeit, Gas) kommt es durch ständige Energiezufuhr (Pumpen) zur Besetzungsumkehr, d.h., es sind mehr angeregte als nichtangeregte Atomzustände vorhanden. Damit ist die Voraussetzung für die induzierte Emission gegeben, die die Verstärkung der Strahlung bewirkt. Trifft ein Photon auf ein Atom im angeregten Zustand, so wird die Emission eines weiteren Lichtquants derselben Wellenlänge stimuliert. Diese Photonenemission wird auch durch Selbsterregung hervorgerufen, die mit Hilfe des optischen Resonators (2 Spiegel mit hohem Reflexionsvermögen) dann eintritt, wenn ab einer bestimmten Pumpleistung das aktive Lasermaterial genügend verstärkt wird. Einer der beiden Spiegel läßt einen Teil des Lichtes als Laserstrahl entweichen. Gleichzeitig erzwingt der Resonator die enge räumliche Bündelung des so erzeugten Strahles (Dinstl und Fischer 1981; Haina und Mitarb. 1981).

1.1.2. Eigenschaften des Laserlichtes

Laserlicht ist im Gegensatz zu normalen Lichtquellen streng monochromatisch (zeitliche Kohärenz). Die emittierten Photonen sind parallel und schwingen in Phase (räumliche Kohärenz). Mit geeigneten Linsen läßt sich Laserlicht sehr stark bündeln, so daß hohe Leistungsdichten erreicht werden können.

1.1.3. Auswirkungen des Laserlichtes auf das Gewebe

1.1.3.1.

In der Medizin wird vorwiegend die Wärmewirkung der Strahlung ausgenutzt; Gewebe wird geschnitten, koaguliert und/oder verdampft.

1.1.3.2.

Absorption und Streuung bestimmen den Effekt des Laserlichtes beim Durchgang durch das Gewebe. Trifft ein paralleler Lichtstrahl auf das Gewebe, so wird er mehrfach reflektiert, gebeugt und gebrochen, so daß er in der Tiefe sich immer mehr aufweitet und an Intensität verliert. Dieser Vorgang der Streuung ist abhängig von der Wellenlänge des Strahls und von der Art des Gewebes und tritt vorwiegend bei schwacher Absorption auf wie z.B. beim Nd- YAG- Laser. Er ist ein guter Koagulator. Bei starker Absorption tritt die Streuung in den Hintergrund wie beim CO₂- Laser, mit dem vorwiegend geschnitten wird.

1.2. BISHERIGE ANWENDUNGSMÖGLICHKEITEN DER LASER IN DER MEDIZIN

1.2.1 Ophthalmologie

Laserstrahlen wurden zum ersten Mal am Auge angewendet. Sie wurden zur Prophylaxe der Netzhautablösung und zum Verschuß pathologischer Netzhautgefäße eingesetzt (Fankhauser 71; Fank 80; Reeser und Mitarb. 1982).

1.2.2. Urologie

In der Urologie ist der Nd- YAG- Laser heutzutage nicht mehr wegzudenken. Die endoskopische Zerstörung von Blasentumoren und Uretertumoren wurde erstmals von Hofstetter beschrieben und mit Erfolg durchgeführt (Hofstetter 1981; Hofstetter und Mitarb.

1983; Staehler 1980)

1.2.3. Gastroenterologie

In der Gastroenterologie werden blutende Magenulzera mit dem Nd-YAG- Laser therapiert (Kiefhaber 1981; Kiefhaber und Mitarb. 1977).

1.2.4. Gynäkologie

In der Gynäkologie wird vorwiegend der CO_2 - Laser zur Behandlung von benignen und malignen Veränderungen der Vulva und der Cervix angewendet (Anderson 1982; Baggish 1982; Ferency 1983; Götz und Mitarb. 1981; Schellhas 1981).

1.2.5. Chirurgie

In der Chirurgie wird sowohl der CO_2 - Laser als auch der IR-Koagulator angewendet. Mit dem CO_2 - Laser werden postoperative Infektionen reduziert, Parenchymlutungen vermindert und Eingriffe an gefäßreichen und infizierten Geweben erleichtert (Dinstl und Härb 1981; Kaplan 1982). Mit dem IR- Koagulator wurden erst beim Hund und später beim Menschen Blutungen der Leber und der Milz erfolgreich gestillt (Welter und Mitarb. 1980; Welter und Krueger 1982).

1.2.6. Dermatologie

In der Dermatologie wird die thermisch- destruktive Wirkung des Laserlichts ausgenutzt und vor allem der Argon-, Nd- YAG- und CO_2 - Laser verwendet (Landthaler und Mitarb. 1981). Da das Licht des Argonlasers im Hämoglobin stark absorbiert wird, eignet sich der Laser zur Behandlung vaskulärer Fehl- und Neubildungen der Haut (Apfelberg und Mitarb. 1981; Cosman 1980; Landthaler und Mitarb. 1982; Noe und Mitarb. 1980; Seipp und Mitarb. 1981). Zur



Entfernung von Schmuck- und Schutztätowierungen eignet sich der Argonlaser ebenfalls (Seipp und Mitarb. 1981).

Der CO₂- Laser wird vorwiegend zur Entfernung von Tätowierungen, zur Therapie von malignen Tumoren und zur Behandlung von Virus-papillomen eingesetzt (Anderson 1982; Levine und Bailin 1982; Reid und Muller 1980).

Im Bereich der Dermatologie gibt es abgesehen von einzelnen Fallbeispielen noch keine Untersuchungen über die Einsatzmöglichkeiten des Nd- YAG- Lasers.

2. ZIEL DER ARBEIT

2.1. UNTERSUCHUNGEN MIT 3 VERSCHIEDENEN SYSTEMEN

Die Effekte von 3 verschiedenen Geräten wurden auf der Haut eines Minischweins untersucht, die des:

- IR- Koagulators
- Argonlasers
- Nd- YAG- Lasers

Folgende Untersuchungen wurden durchgeführt:

2.1.1. quantitative Messungen

- der Abtragungstiefe und der Abtragungsbreite
- der Koagulationstiefe und der Koagulationsbreite
- der Breite der Epithelläsion

2.1.2. qualitative Bestimmungen

- der Form des Defekts
- der Epithelveränderungen
- der Veränderungen im Korium
- der Reparaturmechanismen

Die Abhängigkeit dieser Veränderungen sowohl von der Laserleistung als auch von der Bestrahlungszeit soll aufgezeigt werden.

2.2. KÜHLSYSTEME

Anhand des Nd- YAG- Lasers sollen die oben beschriebenen Parameter unter zusätzlicher Anwendung verschiedener Kühlsysteme ermittelt werden. Der Laserstrahl wird an der Hautoberfläche:

2.2.1. mit gasförmigem CO₂ gekühlt

2.2.2. mit physiologischer Kochsalzlösung gekühlt.

2.3. STRAHLGEOMETRIE

Ebenfalls anhand des Nd- YAG- Lasers sollen die Auswirkungen verschiedener Strahlgeometrien untersucht werden:

2.3.1. ohne Fokussieroptik (oFO),

Strahldurchmesser 2,5mm.

2.3.2. mit Fokussieroptik (mFO),

Strahldurchmesser 1,8mm.

3. VERSUCHSANORDNUNG

3.1. BESCHREIBUNG DER VERSCHIEDENEN LASERSYSTEME

3.1.1. Der IR- Koagulator (IRK)

Der IRK besteht aus einem Netzgerät, mit dem ein pistolenförmiger Handgriff über eine Litze verbunden ist. Als Strahlenquelle dient eine Wolfram- Halogen- Lampe. Die Bestrahlungszeit wurde mit einem Wahlschalter zwischen 2 und 4 Sekunden variiert. Die Koagulationssonde wies einen Durchmesser von 10 mm auf. Die Strahlenaustrittsfläche besteht aus einem speziellen Kohlenstoff- Fluor- Polymer, das thermisch hochbelastbar ist und nicht haftet. Diese Substanz ist zwar teflonähnlich, jedoch durchlässig für Strahlung im Infrarotbereich.

3.1.2. Der Argonlaser

Das Argonlaser Modell 165 (Spectra Physics) wurde für diese Untersuchung modifiziert (Abb.1).

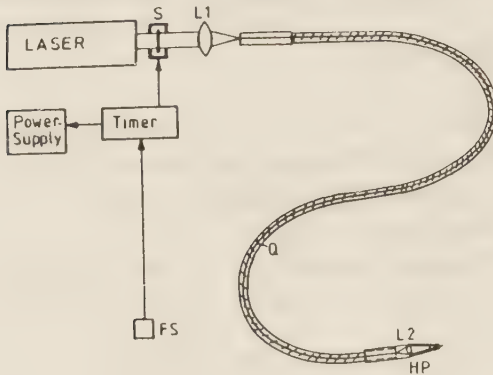


Abb. 1 Modifiziertes Argonlaser Modell 165 (Spectra Physics)

Der Laser wird durch einen elektronischen Timer, der die Pumpquelle (power supply) steuert, aktiviert, so daß der Laserstrahl, der durch einen elektromechanischen Unterbrecher (S) freigesetzt wird, die geforderten Laserleistungen aufbringt. Bei einer Bestrahlungszeit von 0,5s variierten die Laserleistungen von 1,5-3 Watt. Die Linse (L1) fokussiert den Laserstrahl in einen 0,3 mm dicken Lichtleiter (Q). Die 2. Linse (L2) projiziert den Strahl mit einem Durchmesser von 2 mm auf die Haut. In diesem optischen System gehen 25% der Leistung verloren.

3.1.3. Der Nd- YAG- Laser

Der Lichtleiter des 100- Watt- Nd- YAG- Lasers (medi-LAS-2) be-

steht aus einer Quarzglasfaser mit einem Durchmesser von 0,6 mm. Sie ist mit Teflon überzogen und besitzt eine Austrittsdivergenz von 10° . Wurde das Fokussierhandstück mit zweilinsiger Optik und variabler Brennweite verwendet, betrug die Austrittsdivergenz des Strahls nach dem Fokus 16° (Abb.2).

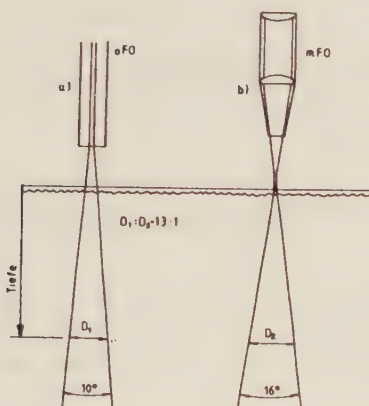


Abb. 2 100- Watt- Nd- YAG- Laser (medi-LAS-2)

a) ohne Fokussieroptik: Austrittsdivergenz des Strahls 10°

b) mit Fokussieroptik: Austrittsdivergenz des Strahls nach dem Fokus 16°

3.2. EXPERIMENTELLER VORGANG

3.2.1. Versuchsvoraussetzung

Da Untersuchungen der Koagulationstiefe und der Breite der Epithelläsion am Menschen schwer durchführbar sind, wurde als Versuchstier ein Minischwein verwendet, da die Haut des Minischweins der menschlichen Haut sehr ähnlich ist. Das Tier war für Laborversuche gezüchtet, war 5 Jahre alt und wies ein Körpergewicht von 40 kg auf. Für die Koagulationsversuche wurde das Tier vollnarkotisiert und erhielt 11 ml einer Lösung intraperitoneal,

die 50 mg Metomidat- HCl (Hypnodil) pro ml enthielt.

Als Bestrahlungsfelder wurden nicht pigmentierte Haut des Rückens und der Flanken gewählt, deren Haare vor Bestrahlungsbeginn abrasiert wurden. Vor jeder Bestrahlung erfolgte eine Messung der Laserleistung am Ende des Lichtleiters.

3.2.2. Experiment

Folgende Versuchsserien wurden durchgeführt:

3.2.2.1. IR- Koagulator

Bestrahlungszeit: $t=2,3$ und 4 s

Leistung: 74 Watt

3.2.2.2. Argonlaser

Bestrahlungszeit: $t=0,5$ s

Leistung: 1,5; 1,88; 2,63; 3 Watt

3.2.2.3. Nd- YAG- Laser mFO

Bestrahlungszeit: $t=0,5$ s

Leistung: 10; 20; 30; 40 und 50 Watt

Bestrahlungszeit: $t=1$ s

Leistung: 10; 20; 30; 40 und 50 Watt

Bestrahlungszeit: $t= 3$ s

Leistung: 10; 20; 30; 40 und 50 Watt

Diese Serie wurde mit einem fokussierten Strahl durchgeführt; dazu wurde ein Abstandhalter benutzt, der auf das Tier zur stabilen Lokalisation des Laserstrahls aufgesetzt wurde. Der Abstand betrug 5 cm.

3.2.2.4. Nd- YAG- Laser; Kühlung mit gasförmigem CO₂; oFO

Bestrahlungszeit: t=1 s

Leistung: 10; 20; 30; 40; 50 und 72 Watt

Bestrahlungszeit: t=3 s

Leistung: 10; 20; 25 und 45 Watt

Bestrahlungszeit: t=5 s

Leistung: 10; 20; 25 und 45 Watt

Bestrahlungszeit: t=10 s

Leistung: 10; 20; 25 und 45 Watt

Bei dieser Serie wurde während der Impulsabgabe die Haut mit gasförmigem CO₂ gekühlt, das durch einen speziell angefertigten Lichtleiter geblasen wurde. Es wurde ohne Fokussieroptik (oFO) bestrahlt.

3.2.2.5 Nd- YAG- Laser; Kühlung mit phys. Kochsalzlösung; oFO

Bestrahlungszeit: t=3 s

Leistung: 10; 20; 25 und 45 Watt

Bestrahlungszeit: t=5 s

Leistung: 10; 20; 25 und 45 Watt

Bestrahlungszeit: t=10 s

Leistung: 10; 20; 25 und 45 Watt

Hier wurde während der Bestrahlung mit 15°C warmer phys. Kochsalzlösung gekühlt und dabei ebenfalls ein nicht fokussierter Strahl verwendet. Es wurde kein aufsetzbares Handstück benutzt, so daß durch die freihändige Führung des Laserstrahls Abstandsungenauigkeiten auftraten.

3.2.2.6. Nd- YAG- Laser; Kühlung mit phys. Kochsalzlösung; mFO

Bestrahlungszeit: $t=3$ s

Leistung: 10; 20; 30; 40 und 50 Watt

Bestrahlungszeit: $t=5$ s

Leistung: 10; 20; 30; 40 und 50 Watt

Diese Serie wurde mit phys. Kochsalzlösung gekühlt und der Strahl wurde fokussiert mit definiertem Abstand auf die Haut geleitet.

3.2.3. Exzision und Verarbeitung der Hautproben.

48 Stunden nach den Bestrahlungen wurde das Minipig wieder narkotisiert, die bestrahlten Areale wurden exzidiert und die Proben für weitere 48 Stunden in Formalin fixiert. Nach Einbettung in Paraffin wurden die Hautpräparate in 5μ dicke Schnitte aufgeschnitten.

Es erfolgte eine Färbung mit Hämalaun und Eosin. Mit Hilfe eines kalibrierten Meßokulars konnten die laserbedingten Veränderungen gemessen werden.

4. ERGEBNISSE

4.1. BESTRAHLUNG MIT DEM IR- KOAGULATOR

4.1.1. QUANTITATIVE AUSWERTUNG

Mit dem IR- Koagulator wurde bei 74 W Leistung 2;3 und 4 s lang bestrahlt.

Es ließ sich eine lineare, kontinuierliche Zunahme der Defekt-tiefe (DT) erreichen (Abb.4).

Bei den verschiedenen Bestrahlungszeiten ergaben sich immer sichelförmige Defekte. Bei 3 und 4 s erfolgten Epithelabtragun-

gen, während bei einer Bestrahlungszeit von 2 s die Epidermis zwar noch vorhanden, jedoch abgehoben und zerrissen war. Sowohl die Breite der Epithelläsion (ELB) als auch die Nekrosebreite (NB) konnten bei keinem Impuls quantitativ erfaßt werden, da sie größer als die exzidierten Präparate waren. Einen Überblick gibt die Tabelle 1 (Siehe auch Abb. 8 : S.18).

IR- KOAGULATOR

Laser	Leistung(W)	Zeit(s)	NT ₁ (mm)	NT ₂ (mm)	DT(mm)	NB(mm)	ELB(mm)
IRK	74	2	0,25	1,12	1,37	12,4	12,4
IRK	74	3	0,75	1,38	2,13	13,25	13,25
IRK	74	4	0,88	1,75	2,63	15,5	15,5

Tabelle 1 NT₁: homogene Nekrosetiefe NB : Nekrosebreite
NT₂: unregelmäßig strukturierte Nekrosetiefe ELB: Breite der
DT: Defekttiefe Epithelläsion

4.1.2. QUALITATIVE AUSWERTUNG

4.1.2.1. Epithel

Das beim 2 s- Impuls noch vorhandene Epithel war teilweise verschmälert, abgehoben und zerrissen. In den oberen Schichten waren pyknotische Zellkerne, mehr basal lagen die lang ausgezogenen, parallel angeordneten Zellkerne. Auch ovale in Lyse befindliche Zellkerne waren nachweisbar, und zum Teil bereits verdämmernde Zellkerne. Unter dem abgehobenen Epithel befand sich vereinzelt exsudiertes Fibrin mit lichtmikroskopisch intakten Erythrozyten.



Abb. 3 IRK, 74 W, 2 s

Sichelförmiger Defekt mit abgehobener, teilweise zerstörter Epidermis; homogener Koagulationssaum des Korioms mit sich anschließender unregelmäßig strukturierter Nekrosezone.

Bei den höheren Bestrahlungszeiten war die Epidermis ganz abgetragen, nur peripher lagen Reste koagulierter Epidermis dem Stratum papillare auf.

4.1.2.2. Korium

Während beim 2 s- Impuls nur das Stratum papillare homogen nekrotisch war, nahm dieser homogene Koagulationssaum bei den höheren Bestrahlungszeiten immer mehr zu. Das Stratum papillare war bei allen Bestrahlungszeiten mit Zelldetritus durchsetzt und zeigte teilweise lichtmikroskopisch intakte Fibrozyten. Die der homogenen Nekrose (NT₁, Abb. 4) sich anschließende unregelmäßig strukturierte Nekrosezone (NT₂, Abb. 4) vergrößerte sich ebenfalls mit zunehmender Bestrahlungszeit.

Bei 4 s Bestrahlungszeit waren die Erythrozyten der Gefäße, die in der Nekrosezone lagen, koaguliert.

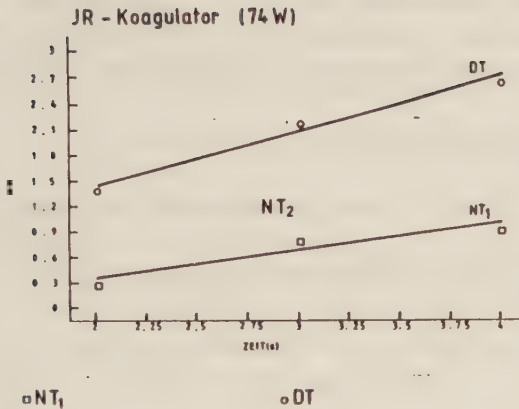


Abb. 4 IRK₁ 74W

Defekttiefe (DT): homogen strukturierte Nekrosezone (NT₁) plus
unregelmäßig strukturierte Nekrosezone (NT₂)

4.1.2.3. Entzündungszellen

Bei der niedrigsten Bestrahlungszeit wanderten die Leukozyten peripher in den subepidermalen Spalt ein und begrenzten seitlich die Nekrose. Sie erreichten die tiefste Stelle der Nekrose noch nicht und demarkierten nur teilweise. Bei 3 und 4 s Bestrahlungszeit waren keine Entzündungszellen nachzuweisen.

4.2. BESTRAHLUNG MIT DEM ARGONLASER

4.2.1. QUANTITATIVE AUSWERTUNG

Die Auswirkungen des Argonlasers auf die Haut wurden bei einer Bestrahlungszeit von 0,5 s mit steigenden Leistungen von 1,5 W bis 3 W untersucht.

- Es ließ sich eine geringe leistungsabhängige Zunahme der

Defekttiefe (DT) erkennen, von 0,15 mm bei 1,5 W Laserleistung bis 0,35 mm bei 3 W Leistung. Bei der niedrigsten Leistung (1,5 W) bildete sich ein subepidermaler Spalt (Spalttiefe: ST) mit 0,08 mm Tiefe aus, bei höheren Leistungen wurde das Epithel abgetragen.

- Die Breite der Epithelläsion (ELB) nahm ebenfalls nur geringfügig zu.
- Die Breite der Nekrose im Korium (Nekrosebreite: NB) nahm um 0,7 mm zu. Während sie bei einer Leistung von 1,5 W 1,2 mm breit war, vergrößerte sich die Nekrosebreite bei 3 W auf 1,9 mm.
- Die drei Parameter DT, ELB und NB verhielten sich parallel in ihrem Anstieg nach Steigerung der Laserleistung.

Einen Überblick geben die folgenden Tabelle 2 und Abbildung 5.

ARGONLASER

Laser	Leistung(W)	Zeit(s)	ST(mm)	DT(mm)	NB(mm)	ELB(mm)
Argon	1,5	0,5	0,08	0,15	1,2	1,98
Argon	1,88	0,5	./.	0,25	1,45	1,95
Argon	2,63	0,5	./.	0,35	1,15	2,05
Argon	3,0	0,5	./.	0,35	1,9	2,18

Tabelle 2 ST: Spalttiefe
NB: Nekrosebreite

DT: Defekttiefe
ELB: Epithelläsionsbreite

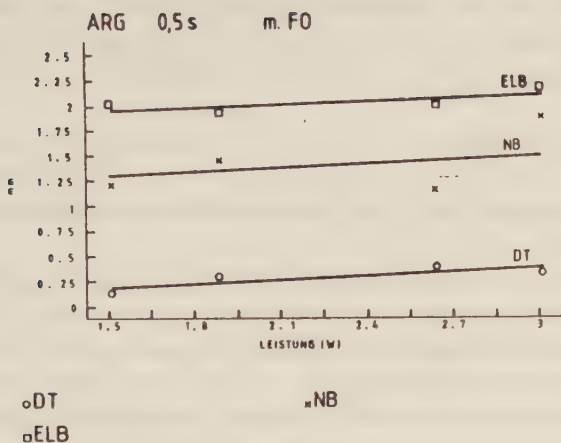


Abb. 5 ARG; 0,5 s; mFO

Defekttiefe (DT); Nekrosebreite (NB) und die Breite der Epithelläsion (ELB) steigen linear und parallel mit Zunahme der Leistung an.

4.2.2. QUALITATIVE AUSWERTUNG

4.2.2.1. Epithel

Bei der niedrigsten Leistung waren sowohl Epithel als auch Korium bandförmig und nur oberflächlich geschädigt.

Das Epithel wurde durch eine subepidermale Spaltbildung gleichmäßig abgehoben und insgesamt nicht verschmälert. Basal waren verdämmernde Zellkerne vorhanden, die höheren Schichten zeigten ovale bis längliche Strukturen der Zellkerne. Das Stratum papillare war eosinophil nekrotisch, wurde von den Entzündungszellen spärlich umgeben, teilweise durchsetzt, teilweise wanderten sie auch in den subepidermalen Spalt ein. Wurde die Leistung erhöht, glich die Defektform einer Sichel, und es trat eine Epithelabtragung über dem Laserzentrum auf. Peripher bildeten sich subepidermale Spaltbildungen aus. Am äußeren defekten Epithelrand waren

nur noch Kernschatten nachzuweisen, der koagulierte Epithelstreifen bestand vorwiegend aus länglich ausgezogenen parallel angeordneten Zellkernen, in den oberen Schichten lagen pyknotische Zellkerne vor.

4.2.2.2. Korium

Das Korium war unregelmäßig strukturiert und mit Zelldetritus durchsetzt.

Ein breiter Wall mit Entzündungszellen, vorwiegend Leukozyten, vereinzelt Lymphozyten und Histozyten, umgab den Koagulationsaum und Entzündungszellen wanderten peripher ebenfalls in den subepidermalen Spalt ein.

Das entzündliche Infiltrat verdichtete sich mit niedrigerer Laserleistung. Eine Epidermisregeneration ließ sich bei allen verwendeten Laserleistungen nachweisen (Abb. 6)

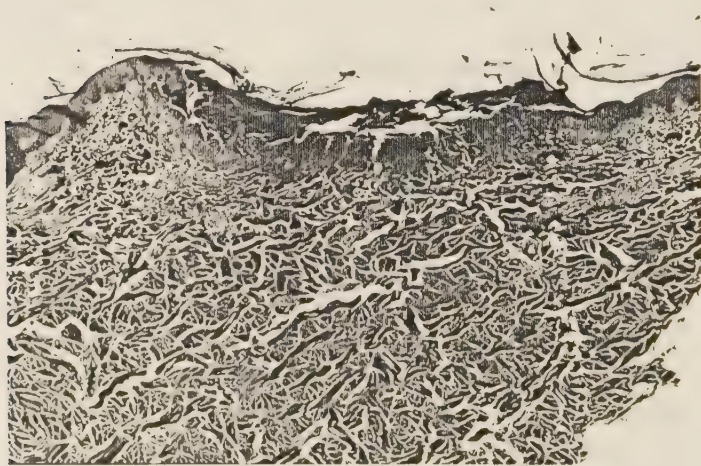


Abb. 6 ARG 3 Wj 0,5 s

Defekttiefe (DT): 0,35mm

Nekrosebreite (NB): 1,90mm

Epithelläsionsbreite (ELB): 2,18mm

Sichelförmiger Defekt mit Epithelabtragung über dem Laserzentrum. Unregelmäßig strukturierte Nekrosezone des Koriums, durchsetzt mit Zelldetritus. Beidseitig beginnende Epidermisregeneration.

4.3. BESTRAHLUNG MIT DEM Nd- YAG- LASER VERWENDUNG DER FOKUSSIEROPTIK (mFO)

4.3.1. QUANTITATIVE AUSWERTUNG

Mit dem Nd- YAG- Laser, ohne Kühlung und mit Fokussieroptik wurden Impulse mit Bestrahlungszeiten von 0,5; 1 und 3 s gesetzt. Die Laserleistung wurde von 10 bis 50 Watt gesteigert.

4.3.1.1. Der 0,5 s- Impuls (Tab. 3)

- Bei dieser Bestrahlungszeit ergab sich bei 50 Watt eine Defekttiefe (DT) von 1,31 mm (Abb. 7a).
- Bereits bei 10 Watt erfolgte unter dieser Zeitbedingung eine Abtragung (AT) mit einer Tiefe von 0,10 mm. Sie nahm mit steigender Leistung kontinuierlich zu bis zu 0,55 mm bei 50 Watt (Abb. 7a). Die Abtragungstiefe (AT) und der Koagulations- saum (KS) ergaben die Defekttiefe (DT). Bei dieser niedrigen Bestrahlungszeit zeigte das koagulierte Gewebe keine homogene Zone, es war von 10 Watt aufsteigend bis 50 Watt unregelmäßig strukturiert.
- Die Breite der Epithelläsion (ELB) reichte von 1,75 mm bei 10 Watt bis 3,22 mm bei 50 Watt Bestrahlungsleistung. Die Breite des Laserdefektes im Korium (Nekrosebreite: NB) war bei den verschiedenen Leistungen nur geringfügig schmaler als die Breite der Epithelläsion, durchschnittlich 0,25 mm (Tab. 3; Abb. 7b).

Einen Überblick über die Lokalisation der gemessenen Parameter zeigt die folgende Abb. 8.

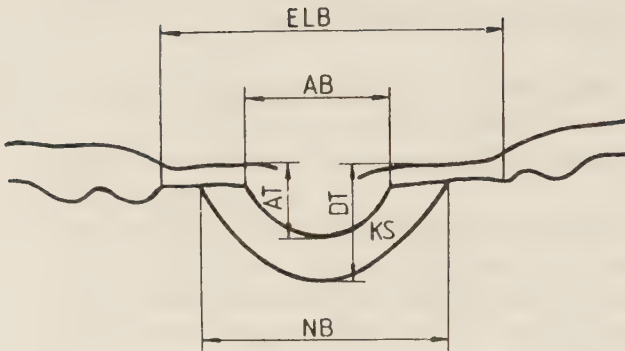


Abb. 8 Lokalisation gemessener Parameter

ELB: Breite der Epithelläsion

AT: Abtragungstiefe

AB : Abtragungsbreite

DT: Defekttiefe

NB : Nekrosebreite

KS: Koagulationsseam

4.3.1.2. Der 1 s- Impuls (Tab. 3)

- Bei der höchsten Laserleistung von 50 Watt ergab sich eine Defekttiefe (DT) von 2,08 mm.
- Die Abtragungstiefen reichten bei 10 Watt von 0,13 mm bis 1,43 mm bei 50 Watt; bei der doppelten Zeit wurde bereits mehr Gewebe in der Tiefe abgetragen als bei dem 0,5 s- Impuls das Korium koagulierte wurde (Abb. 7a).
- Die Breite der Epithelläsion reichte von 2,1 mm (10 Watt) bis 3,84 mm bei 50 Watt. Die Breite des koagulierten Koriums entsprach ihr annähernd, da sie nur durchschnittlich 0,09 mm schmaler war (Abb. 7b).

4.3.1.3. Der 3 s- Impuls (Tab. 3)

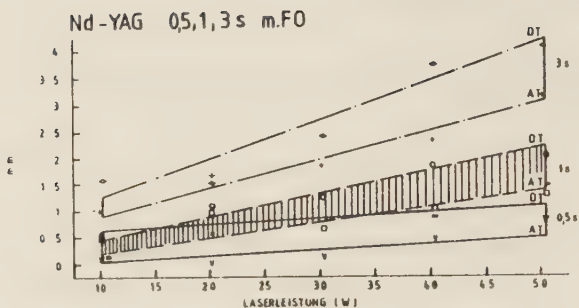
- Bei der höchsten Laserleistung von 50 Watt ergab sich eine Defekttiefe von 3,93 mm.
- Die Abtragungstiefen reichten bei 10 Watt von 1 mm bis 3,26 mm bei 50 Watt (Abb. 7).
- Bei dieser Bestrahlungszeit führte die Wärmeleitung bereits mit einer Leistung von 10 Watt sowohl zu einer unregelmäßig strukturierten als auch zu einer homogenen Koagulationsnekrose.

Nd- YAG- Laser; 0,5; 1; 3 s; mFO

Laserlei- stung(W)	Zeit (s)	AT(mm)	AB(mm)	KS(mm)	DT(mm)	NB(mm)	ELB(mm)
10	0,5	0,10	0,9	0,37	0,47	1,55	1,75
20	0,5	./.	./.	0,89	0,89	1,4	1,8
30	0,5	0,10	0,95	0,55	0,65	1,76	1,85
40	0,5	0,4	1,6	0,64	1,04	2,44	2,69
50	0,5	0,55	1,85	0,76	1,31	2,85	3,32
10	1	0,13	1,18	0,37	0,5	1,95	2,1
20	1	0,55	1,63	0,4	0,95	2,7	./.
30	1	0,62	1,63	0,62	1,24	2,6	2,67
40	1	1,0	1,83	0,82	1,82	3,4	3,4
50	1	1,43	1,82	0,67	2,1	3,74	3,84
10	3	1,0	2,0	0,6	1,6	3,0	3,38
20	3	1,5	2,38	1,0	1,5	3,38	4,3
30	3	1,89	2,75	0,5	2,39	4,0	4,9
40	3	2,34	3,3	1,37	3,71	5,38	6,63
50	3	3,26	3,13	0,67	3,93	4,77	6,26

Tabelle 3 AT: Abtragungstiefe
KS: Koagulationssaum
NB: Nekrosebreite

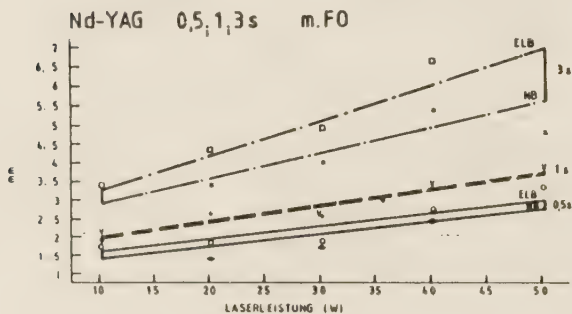
AB : Abtragungsbreite
DT : Defekttiefe
ELB: Breite der Epithelläsion



• 0,5 s AT	◻ 0,5 s DT
• 1 s AT	◻ 1 s DT
• 3 s AT	◻ 3 s DT

Abb. 7a Nd-YAG

Lineare Zunahme der Abtragungstiefe (AT) und der Defekttiefe (DT) bei längerer Bestrahlungszeit (0,5; 1; 3s) und steigender Leistung (10-50W).



• 0,5 s NB	◻ 0,5 s ELB
• 1 s NB	◻ 1 s ELB
• 3 s NB	◻ 3 s ELB

Abb. 7b Nd-YAG

Lineare Zunahme der Nekrosebreite (NB) und der Breite der Epithelläsion (ELB) bei längerer Bestrahlungszeit (0,5; 1; 3s) und steigender Leistung (10-50W).

4.3.2. QUALITATIVE AUSWERTUNG

4.3.2.1 Der 0,5 s- Impuls

4.3.2.1.1. Form

Wurde mit dem Nd- YAG- Laser ohne Kühlung 0,5 s lang bestrahlt, so änderte sich die Form von einem sichelförmigen Defekt bei 10 W Leistung bis zu einem halbkreisförmigen Defekt bei 50 W. Die Breite der Epithelläsion und die Nekrosebreite wichen nur geringfügig voneinander ab. Die Abtragungen, die bei 10 bis 30 W Leistung auftraten, waren sehr gering, sie betrafen nur das Epithel; erst bei höheren Leistungen wurde auch das Korium mitbetroffen, jedoch waren die Abtragungen nie tiefer als 0,5 mm.

4.3.2.1.2. Epithel

Bei Leistungen von 10 bis 30 W waren folgende Epithelveränderungen festzustellen: peripher bildeten sich initiale subepidermale Spaltbildungen aus mit parallel angeordneten lang ausgezogenen Keratinozyten, die zum Laserzentrum hin dichter gepackt vorlagen.

Bei 40 und 50 W unterschieden sich die geschädigten Epithelzellen stärker: die subepidermale Spaltbildung und die lang ausgezogenen parallel angeordneten Keratinozyten begannen ebenfalls peripher, zusätzlich ließen sich noch Zellen in ballonierender Degeneration, Zellkerne, die spindelig oder oval geformt waren, erkennen; die Epidermis war sehr stark verschmälert, es überwog eine Eosinophilie, zusätzlich waren Vakuolen und Pigmentinkontinenz vorhanden. Kurz vor der Abtragung wurde das Epithel noch schmaler, es war z.T. fragmentiert, und es überwogen die hyperchromatischen, parallel angeordneten Keratinozyten.

Es bildete sich überall eine neue Epidermis aus, die sich zungenförmig unter das defekte Epithel vorschob.

4.3.2.1.3. Korium

Bei Leistungen von 10 bis 30 W lag kein karbonisiertes Gewebe auf dem Koagulationssaum. Bei 40 und 50 W jedoch bildeten sich regelmäßig strukturierte Zonen mit karbonisiertem Gewebe auf dem schollig strukturierten Koagulationssaum aus. Diese basophile Koagulationsnekrose enthielt unabhängig von der Leistung in ihrem oberen Bereich Zelldetritus. Kapillaren in der Nekrose enthielten koagulierte Erythrozyten. Haarfollikel, die mit bestrahlt wurden, nekrotisierten nicht tiefer als das Korium.

4.3.2.1.4. Entzündungszellen

Das entzündliche Infiltrat bestand vorwiegend aus Leukozyten; Lymphozyten waren auch vereinzelt nachweisbar. Das entzündliche Infiltrat begann seitlich unterhalb dem defekten Epithel einzuwandern und durchsetzte auch die subepidermale Spaltbildung. Bei Leistungen von 10 bis 40 W bildeten die Entzündungszellen einen vollständig demarkierenden Wall um den Koagulationssaum. Bei der höchsten Leistung war er in der Tiefe nicht vollständig ausgebildet, obwohl seitlich ein Haarfollikel mitgetroffen wurde, von dem aus ebenfalls Entzündungszellen zur Demarkation beitrugen. Bei den beiden höchsten Leistungen setzte sich die Nekrose außerhalb der Entzündungszellen fort, so daß die Entzündungszellen mitten in der Koagulationsnekrose lagen.

4.3.2.2. Der 1 s- Impuls

4.3.2.2.1. Form

Wurde die Bestrahlungszeit von 0,5 s auf 1 s verdoppelt und ebenfalls mit Leistungen von 10 bis 50 W ansteigend bestrahlt, so änderte sich die Form der erreichten Defekte nicht. Die Ausdehnungen des nekrotischen Gewebes in die Breite und in die Tiefe, ebenso die Abtragungsbreiten und -tiefen wurden entsprechend

größer.

Die Breite der Epithelläsion und die Nekrosebreite waren ebenfalls annähernd gleich.

4.3.2.2.2. Epithel

Das Epithel wurde in ähnlicher Weise geschädigt wie beim 0,5 s - Impuls bei 40 und 50 W beschrieben wurde. Zusätzlich war in dem Abschnitt vor der Abtragung initiale Spaltbildung erkennbar, die zum Zentrum hin in eine Blase überging. Die Blasendecke war jedoch zum Teil abgetragen.

Zungen neugebildeter Epidermis bildeten sich ebenfalls überall aus.

4.3.2.2.3. Korium

Im Gegensatz zum 0,5 s- Impuls teilte sich bei der längeren Bestrahlungszeit der Koagulationssaum ab 30 W aufwärts in zwei Zonen auf. Die innere Zone war homogen, die sich anschließende Zone unregelmäßig strukturiert.

Es kam bei allen Leistungen zu karbonisierten Gewebезonen, die dem Koagulationssaum auflagern.

4.3.2.2.4. Entzündungszellen

Bei 40 und 50 W wanderten die Entzündungszellen nicht bis zur Tiefe der Koagulationsnekrose vor, das entzündliche Infiltrat bildete keinen geschlossenen Wall wie bei den niedrigeren Leistungen.

Bei 30, 40 und 50 W setzte sich die Nekrose ebenfalls über die Entzündungszellen fort.

4.3.2.3. Der 3 s- Impuls

4.3.2.3.1. Form

Verlängerte man die Bestrahlungszeit auf 3 s, so ergaben sich weitere Veränderungen. Die Form variierte bei 10 W von einem Halbkreis bis zu einem fingerförmigen Defekt mit tiefer Abtragung und einem zur Oberfläche hin breiter werdenden Nekrosewall bei 50 W.

Die Breite der Epithelläsion nahm mit steigender Leistung stärker zu als die Nekrosebreite.

4.3.2.3.2. Epithel

Das Epithel war ähnlich verändert wie beim 1 s- Impuls beschrieben wurde. Zusätzlich wies es in Bereichen über der Nekrose pyknotische Zellkerne oder ovale in Lyse befindliche Zellkerne auf. Sonst überwogen die länglich ausgezogenen parallel angeordneten Zellkerne der Keratinozyten und die subepidermale Blasenbildung mit teilweise abgehobener Blasendecke vor dem Beginn der Abtragung. Unter dem defekten abgehobenen Epithel lagen Fibrinexsudate und Erythrozyten. Im Gegensatz zu den kürzeren Bestrahlungszeiten wurde die Epidermis bei 40 und 50 W noch nicht regeneriert; bei 10 bis 30 W Leistung bildeten sich die Zungen neugebildeter Epidermis bereits aus.

4.3.2.3.3. Korium

Hier wurde bei allen Leistungen das Korium sowohl regelmäßig als auch unregelmäßig strukturiert.

Bei 40 und 50 W erfolgten tiefe Abtragungen, hier war der sich anschließende homogene und unregelmäßig strukturierte Koagulationssaum in der Tiefe kleiner als seitlich direkt unter dem Epithel. Bei den niedrigen Leistungen war der Koagulationssaum überall annähernd gleich breit.

- Bei 20 und 40 W Leistung wurde das Korium, bevor die Abtragung in die Tiefe erfolgte, teilweise vaporisiert, es entstand ein sogenannter "Popcorneffekt" (Siehe folgende Abb. 9).

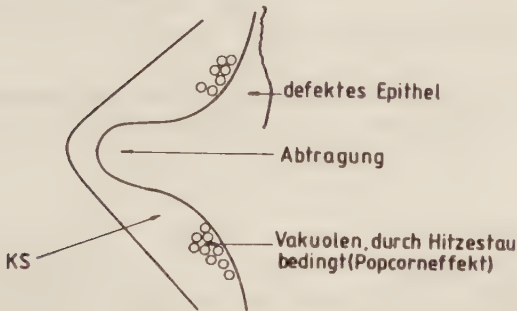


Abb. 9 Nd-YAG; 3e; 20 und 40W
KS: Koagulationsaum
skizzierte Darstellung der Laserwirkung mit sog. "Popcorneffekt".

Es kam wie beim 1 s- Impuls bei allen Leistungen zu karbonisiertem Gewebe, das als schmaler Streifen dem Koagulationsaum auflag.

4.3.2.3.4. Entzündungszellen

Bei 50 W waren die Entzündungszellen seitlich noch nicht bis zur Nekrose eingewandert, sie befanden sich ganz peripher unterhalb des Beginns des äußersten Epitheldefektes (unterhalb des subepidermalen Spaltes).

Je niedriger die angewandte Leistung war, um so mehr Entzündungszellen wanderten ein, um so mehr markierten und durchsetzten sie die Nekrose. Bei einer Leistung von 10 W durchsetzten sie die Nekrose bis zur Hälfte der erzielten Tiefe. Bei dieser Bestrah-

lungszeit erfolgte nie eine vollständige Demarkation mit entzündlichem Infiltrat.

4.3.3. BESCHREIBUNG DES DEFINIERTEN IMPULSES:

Nd- YAG; 40 W; 1 s; mFO

4.3.3.1. Form

Der Defekt zeigt Halbkreisform, ebenso die erzielte Abtragung. Die Breite der Epithelläsion und die Nekrosebreite sind annähernd gleich groß.

4.3.3.2. Epithel

Das Epithel ist stark verschmälert und eosinophil. Peripher kommt es zu einer initialen subepidermalen Spaltbildung, die mit Entzündungszellen durchsetzt ist. Das entzündliche Infiltrat wandert bereits in die basale Epidermis ein. Ovale in Lyse befindliche Zellkerne sind nachzuweisen, und die länglich ausgezogenen, parallelen Zellkerne richten sich mehr zum Laserzentrum hin aus. In der oberen Epidermisschicht sind pyknotische Zellkerne vorhanden. Der Ansatz zur Blasenbildung ist erkennbar, die Blasendecke wurde abgehoben.

Zungen neugebildeter Epidermis schieben sich unter dem defekten Epithel mit seinen eingewanderten Entzündungszellen vor.

4.3.3.3. Korium

Ein Band mit regelmäßig strukturiertem karbonisiertem Gewebe liegt dem homogenen, basophilen Koagulationssaum auf. Dieser Koagulationssaum ist oberflächennah mit Zelldetritus durchsetzt. Es folgt die unregelmäßig strukturierte Koagulationsnekrose, die sich seitlich über die eingewanderten Entzündungszellen fortsetzt. Kapillaren, die in dieser unregelmäßig strukturierten Nekrose mitgetroffen wurden, zeigen polygonal struktrierte

Erythrozyten, die teilweise extravasal liegen.

4.3.3.4. Entzündungszellen

Das entzündliche Infiltrat bildet noch keinen geschlossenen Wall, da die Leukozyten noch nicht bis zur tiefsten Stelle des Koagulationssaumes vorgewandert sind.

Diese Beschreibung bezieht sich auch auf die folgende Abb. 10.

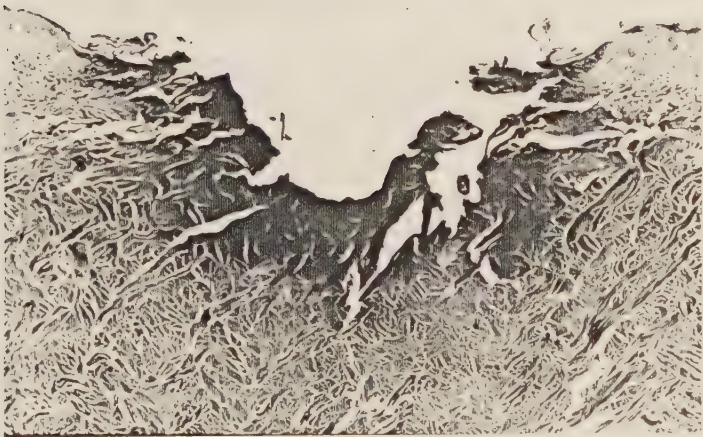


Abb. 10 Nd-YAG; 40 W; 1 s; mFo

Abtragungstiefe (AT): 1,0mm	Abtragungsbreite (AB): 1,83mm
Koagulationssaum (KS): 0,82mm	Nekrosebreite (NB): 3,40mm
Defekttiefe (DT): 1,82mm	Breite der Epithelläsion (ELB): 3,40mm

Halbkreisförmiger Defekt mit halbkreisförmiger Abtragung; das Epithel wird in seiner Breite nicht mehr geschädigt als das Korium in seiner Breite; beidseitige Epidermisregeneration. Homogener Koagulationssaum mit sich anschließender unregelmäßig strukturierter Koagulationsnekrose. Seitlich der Nekrose wandern Entzündungszellen ein.

4.4. BESTRAHLUNG MIT DEM Nd- YAG- LASER UND KÜHLUNG DER HAUTOBERFLÄCHE MIT GASFÖRMIGEM CO₂; OHNE FOKUSSIEROPTIK (oFO)

4.4.1. QUANTITATIVE AUSWERTUNG

Mit dem Nd- YAG- Laser oFO und Kühlung der Hautoberfläche mit gasförmigem CO₂ wurde 1;3;5, und 10 s lang bestrahlt.

4.4.1.1. Der 1 s- Impuls (Tab. 4)

Bei dem 1 s- Impuls variierten die Laserleistungen von 10 W aufsteigend bis 72 W.

- Die Defekttiefe bei 10 W von 0,45 mm stieg kontinuierlich bis 1,9 mm bei 45 W an und erreichte bei weiterer Leistungszunahme bis 72 W eine Tiefe von 1,8 mm. Parallel dazu verhielt sich die Abtragungstiefe (AT). Sie erreichte bei 50 W eine Tiefe von 1,28 mm und bei 72 W eine Tiefe von 1,15 mm (Abb. 11a). Bei Bestrahlungen bis 45 W war die Koagulationsnekrose basophil und unregelmäßig strukturiert; bei höherer Leistung wies der Koagulationssaum einen zusätzlichen Bereich auf, der homogen koagulierte mit einer Tiefe von 0,1 mm.
- Die Breite der Epithelläsion betrug bei einer Leistung von 10 W 1,9 mm und stieg an bis 3,56 mm bei 72 W. Die Nekrosebreite des Korioms verlief weiter innen zentrumsnäher und stieg von 1,75 mm bei 10 W bis 2,7 mm bei 72 W an. Mit steigender Laserleistung nahm die Breite der Epithelläsion geringfügig stärker zu als die Breite der Koagulationsnekrose (Δ ELB/NB bei einer Leistung von 10 W: 0,15 mm; Δ ELB/NB bei 72 W: 0,86 mm; Abb. 11d).

4.4.1.2. Der 3 s- Impuls (Tab. 4)

Bei einer Bestrahlungszeit von 3 s variierten die Laserleistungen von 10 bis 45 W.

- Dabei erfolgte eine Zunahme der Defekttiefe von 1,7 mm bis

3,75 mm, die sich nicht kontinuierlich verhielt. Verdampfungseffekte mit Abtragungen wurden bei 25 und 45 W erreicht (Abb. 11b). An diese Abtragungen schloß sich in beiden Fällen ein schmaler homogener Nekrosewall mit einer Ausdehnung von 0,2 mm an, dem eine unregelmäßig strukturierte Koagulationsnekrose folgte.

- Die mit dieser Bestrahlungszeit erreichten Epithelläsionen waren erheblich größer als die Nekrosebreiten des Korioms; die Differenz betrug hier bis zu 4,6 mm bei einer Leistung von 45 W (Abb. 11d).

4.4.1.3. Der 5 s- Impuls (Tab. 4)

Wurde mit Bestrahlungszeiten von 5 und 10 s gearbeitet, variierten die Laserleistungen ebenfalls von 10 bis 45 W.

- Der 5 s- Impuls wies die höchste Defekttiefe bei einer Leistung von 25 W mit 3,41 mm auf. Bei weiterer Leistungssteigerung erfolgte keine Zunahme der Defekttiefe und der Abtragungstiefe, da die Handführung des Lasers ungenau wurde und keine punktförmige Impulsgebung möglich war (Abb. 11c).
- Die Schädigung der Epidermis nahm mit Zunahme der Laserleistung rapide zu; der Epitheldefekt erreichte eine Breite von 12,75 mm bei 45 W. Die Ausbreitung der Läsion im Korium erreichte eine Breite von 8 mm. Die Differenz ELB/NB stieg mit der Laserleistung, im Gegensatz zum 3 s- Impuls, bei dem sie leistungsunabhängig ca. 4 mm betrug (Abb. 11d).

4.4.1.4. Der 10 s- Impuls (Tab. 4)

Bestrahlte man die Hautoberfläche mit dem Nd- YAG- Laser 10 s lang, so wurde der tiefste Defekt bei einer Leistung von 45 W mit 5,6 mm erreicht.

- Bei dieser langen Bestrahlungszeit erfolgte wieder, wie bei dem 1 s- Impuls, eine kontinuierliche leistungsabhängige Zunahme der Defekttiefe (Abb. 11a). Die Abtragungen reichten mit Lei-

stungssteigerung bis tief in das Korium; bei 45 W wurde das Korium vollständig verdampft, die Schädigung reichte bis in die Subcutis und nekrotisierte 0,1 mm der Fettschicht.

- Die Läsionsbreiten des Epithels waren bei Leistungen höher als 10 W größer als das exzidierte Hautpräparat (12 mm), so daß sie nicht erfaßt werden konnten.

Nd- YAG- LASER; CO₂; 1;3;10s; oFO

Laserlei- stung(W)	Zeit (s)	AT(mm)	AB(mm)	KS(mm)	DT(mm)	NB(mm)	ELB(mm)
10	1	0,1	1,0	0,35	0,45	1,75	1,9
20	1	0,5	1,15	0,4	0,90	1,83	2,28
30	1	0,75	1,33	0,45	1,20	2,2	2,7
45	1	1,0	2,3	0,9	1,9	3,5	6,2* ¹
50	1	1,28	1,38	0,7	1,98	2,6	3,3
72	1	1,15	1,25	0,65	1,8	2,7	3,56
ST* ⁴ KS							
10	3	./.	./.	0,4	1,3	1,7	5,88* ²
20	3	./.	./.	1,4	1,4	3,4	6,8
25	3	1,38	3,5	1,8	3,18	5,75	7,9
45	3	2,25	4,0	1,5	3,75	5,8	10,4
10	5	0,5	1,63	1,4	1,9	4,13	5,5
20	5	0,88	4,38	1,30	2,18	7,43	9,4
25	5	1,63	4,63	1,78	3,41	7,25	9,5
10	10	0,3	./.	2,60	2,63	5,75	7,39
20	10	2,25	4,5	1,88	4,13	8,0	10,25* ³
25	10	1,7	5,5	2,0	3,7	9,25	12,0* ³
30	10	3,89	4,38	0,65	4,54	8,75	11,5* ³
45	10	5,5	4,38	0,1	5,6	9,5	12,0* ³

Tabelle 3 AT: Abtragungstiefe
KS: Koagulationssaum
NB: Nekrosebreite

AB: Abtragungsbreite
DT: Defekttiefe
ELB: Breite der Epithelläsion

*¹: Pustel

*³: Epithelbeginn beidseitig nicht vorhanden

*²: Artefakt

*⁴: Spalttiefe

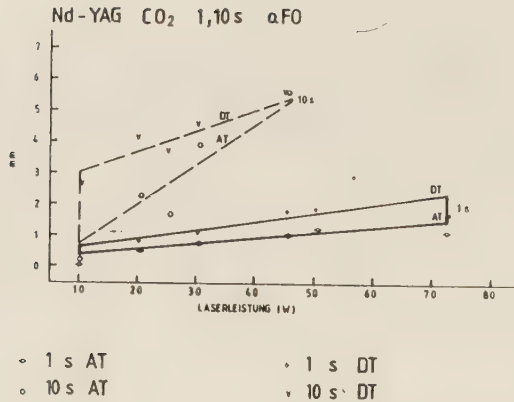


Abb. 11a Nd-YAG; CO₂; αFO

AT: Abtragungstiefe

DT: Defekttiefe

Bei einer Bestrahlungszeit von 1s erfolgt mit steigender Leistung eine nahezu parallele lineare Zunahme sowohl der Abtragungstiefe (AT) als auch der Defekttiefe (DT).

Bei einer Bestrahlungszeit von 10s wird mit steigender Laserleistung immer mehr Gewebe in die Tiefe abgetragen als koaguliert wird.

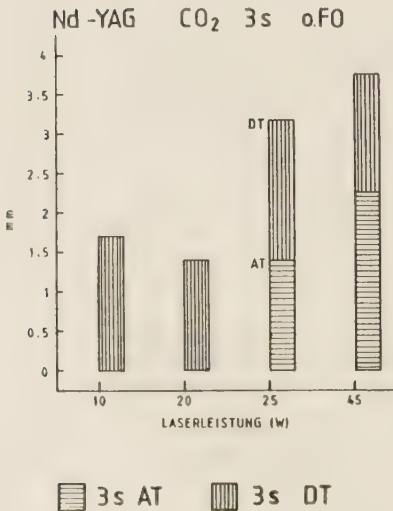
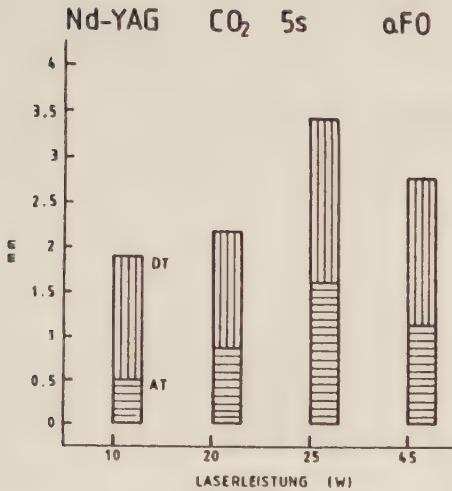


Abb. 11b Nd-YAG; CO₂; αFO

AT: Abtragungstiefe

DT: Defekttiefe

Bei einer Bestrahlungszeit von 3s wird ab einer Leistung von 25W Gewebe



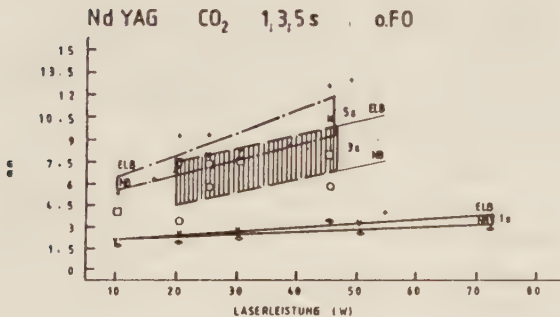
5 s AT 5 s DT

Abb. 11c Nd-YAG; CO₂; oFO

AT: Abtragungstiefe

DT: Defekttiefe

Bei einer Bestrahlungszeit von 5s wird bei jeder Leistung sowohl Gewebe abgetragen als auch koaguliert. Maximum der Abtragungstiefe (AT) und Defekttiefe (DT) bei 25W.



1s NB 1s ELB
 o 3s NB 3s ELB
 o 5s NB 5s ELB

Abb. 11d Nd-YAG; CO₂; oFO

NB: Nekrosebreite

ELB: Breite der Epithelläsion

Längere Bestrahlungszeiten (1; 3; 5s) und höhere Leistungen (10-72W) bewirken eine lineare Zunahme sowohl der Nekrosebreite als auch der Breite der Epithelläsion. Dabei wird mit Erhöhung der Bestrahlungszeit mehr Epithel geschädigt als Korium in seiner Breite nekrotisiert wird.

4.4.2. QUALITATIVE AUSWERTUNG

4.4.2.1. Der 1 s- Impuls

4.4.2.1.2. Form

Wurde mit dem Nd- YAG- Laser ohne Fokussieroptik 1 s lang bestrahlt und die Hautoberfläche mit gasförmigem CO₂ gekühlt, so veränderte sich die Form des erreichten Defektes bei 10 W von einer Sichel bis zu einem becherförmigen Defekt bei 72 W. Es traten überall Abtragungen auf.

4.4.2.1.3. Epithel

Bei einer Leistung von 10 W war das Epithel in seiner Höhe nur gering verschmälert. Peripher bildete sich eine subepidermale Spaltbildung, die Keratinozyten zeigten zum Teil beginnende Nekrolyse, zum Teil waren sie parallel übereinander angeordnet, besonders in Richtung zum Laserzentrum hin. Bei den höheren Leistungen unterschieden sich die Epithelzellen stärker je nach Entfernung vom Laserzentrum.- Es ließen sich drei Epithelzonen vom Beginn der geschädigten Epidermis bis zur Abtragung unterscheiden (siehe folgende Abb. 12).

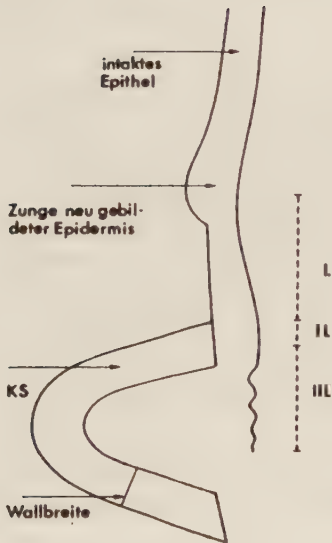


Abb. 12 Nd-YAG; CO₂; 1s; cFO
I, II, III: 3 Epithelzonen
KS: Koagulationsraum; wallförmig
sich ausbildende Nekrosezone,
die in der Tiefe und unter dem
Epithel gleich breit ist.

Abb. 12 3 Epithelzonen

I. Peripher zwischen dem
intakten Epithel und
dem Beginn der Nekrose

- das Epithel ist
verschmälert
- polygonale Kerntrümmer
- ballonierende

Degeneration

- Eosinophilie
- Pigmentinkontinenz
- Reteleisten sind
verstrichen

II. Vom Beginn bis zur Mitte der Nekrose

- Epidermis wieder
breiter
- ovale Zellkerne mit
beginnender Nekrolyse
- initiale Spaltbildung
- Beginn der parallel
angeordneten Zellkerne

III. Von der Mitte der Ne- krose bis zur Abtragung

- fadendünner
Epidermisstreifen
- Manifestation der sub-
epidermale initialen
Spaltbildung bis zur
blasigen Abhebung
- die Blasen weisen exsu-
diertes Fibrin und
Erythrozyten auf

Bei allen Leistungen ließen sich Zungen neugebildeter Epidermis nachweisen, sie waren teilweise sehr lang und erreichten fast die seitliche Nekrose.

4.4.2.1.4. Korium

Bei allen Leistungen höher als 45 W fanden sich schmale homogene Koagulationssäume, denen sich breite unregelmäßig strukturierte Nekrosezonen anschlossen. Diese Nekrosezonen bildeten sich wallförmig aus (siehe Abb.12) und waren sowohl in der Tiefe als auch unter dem Epithel gleich breit.

4.4.2.1.5. Entzündungszellen

Das entzündliche Infiltrat war vorwiegend leukozytär, spärlich lymphozytär und vereinzelt waren Histiozyten nachweisbar. Bei 50 W wanderten die Entzündungszellen unterhalb des defekten Epithels in die Nekrose ein, in geringem Ausmaß auch in das seitlich beginnende defekte Epithel. Bei noch höheren Leistungen nahm das entzündliche Infiltrat immer mehr ab. Bei niedrigeren Leistungen nahm das entzündliche Infiltrat zu und bei 10 bis 30 W demarkierte es die Nekrose vollständig und durchsetzte auch das Epithel.

4.4.2.2. Der 3; 5 und 10 s- Impuls

4.4.2.2.1. Form

Wurde unter denselben Bedingungen mit dem Nd- YAG- Laser 3; 5 und 10 s lang mit Leistungen von 10 bis 45 W bestrahlt, verhielt sich die Form des Defekts beim 3 und beim 5 s- Impuls in Abhängigkeit von der Laserleistung gleich wie beim 1 s- Impuls. Die einzelnen Tiefen- und Breitenausdehnungen waren entsprechend größer, das Ausmaß der seitlichen Nekrosen nahm zu und es erfolgten überall Abtragungen, außer beim 3 s- Impuls mit 10 und 20 W.

Bei einer Bestrahlungszeit von 10 s und einer Laserleistung von 10 W war der Defekt noch sichelähnlich mit nur teilweiser Abtragung, während bei 45 W die Schädigung bis in die Subcutis reichte. Dies führte zu einer fingerförmigen Abtragung, die wallartig von der Koagulationsnekrose umgeben war und vom koagulierten Stratum papillare bis zur Subcutis sich stark verschmälerte. Mit zunehmender Leistung und Bestrahlungszeit wurde das Epithel in seiner Breite jedoch noch stärker geschädigt als das Korium in seiner Breite.

4.4.2.2.2. Epithel

Grundsätzlich waren die Epithelveränderungen, die zum Laserzentrum hin stärker wurden, bei allen Impulsen ähnlich wie ausführlich beim 1 s- Impuls beschrieben wurde. Unterschiede traten in der Lage der subepidermalen initialen Spaltbildung, in der Manifestation zur Blasenbildung und bei dem entzündlichen Infiltrat auf.

Wurden mit einer Bestrahlungszeit von 3 s die Impulse gesetzt, zeigte sich, daß mit steigender Laserleistung

- die initiale Spaltbildung sich weiter vom Laserzentrum entfernte. Während sie von 10 bis 25 W oberhalb und mit Beginn der seitlichen Nekrose einsetzte, traten die ersten subepidermalen Spaltbildungen bei der höchsten Leistung bereits peripher davon auf.
- Die Blasenbildung war zentrumsferner zu beobachten.
Bei den niedrigen Leistungen erfolgte sie nur direkt über der Nekrosemitte, bei der höchsten Leistung begann die subepidermale Blasenbildung mit Beginn der seitlichen Nekrose.

Wurde mit dem Nd- YAG- Laser 5 s bestrahlt, begann

- die initiale subepidermale Spaltbildung bei allen Leistungen peripher mit Beginn der Epithelläsion.
- Die Manifestation zur Blasenbildung erfolgte bei Leistungen von

10 bis 25 W relativ zentrumsnah oberhalb des Beginns der Koagulationsnekrose, bei der höchsten Leistung mit 30 W begann sie peripher mit Beginn der Epithelläsion. Diese periphere subepidermale Blasenbildung war bei 30 W Leistung und 5 s Bestrahlungszeit nachweisbar; sie trat noch nicht peripher auf bei höheren Laserleistungen und kürzerer Bestrahlungszeit.

Verlängerte man die Bestrahlungszeit auf 10 s, begann

- die initiale epidermale Spaltbildung, bei Leistungen bis 30 W oberhalb des seitlichen Beginns der Koagulationsnekrose. Bei dem 45 W- Impuls erfolgte sie peripherer außerhalb des Koagulationssaums.
- Die Manifestation zur Blasenbildung erfolgte bei allen Leistungen zentrumsnah oberhalb des Koagulationssaums, nie peripher davon.

Die parallel angeordneten Keratinozyten waren bei allen Bestrahlungszeiten leistungsunabhängig oberhalb des nekrotischen Korkums zu beobachten.

4.4.2.2.3. Korkum

Es waren bei allen Leistungen und den verschiedenen Zeiten grundsätzlich zwei Nekrosezonen zu unterscheiden:

- 1) eine homogene basophile Zone
- 2) eine unregelmäßig strukturierte basophile Zone

Mit größerer Leistung und längerer Zeit wurden die seitlichen Nekrosen breiter, die Abtragungen tiefer und der Koagulationssaum in der Tiefe schmaler; es erfolgte ein allmählicher Übergang zum intakten Gewebe. Bei niedrigerer Leistung war im inneren Koagulationssaum mehr Zelldetritus mit teilweise lichtmikroskopisch intakten Fibrozyten erkennbar als bei höheren Leistungen. Dort waren keine Zellreste mehr vorhanden.

- Bei den 3 und 5 s- Impulsen trat ein "Popcorneffekt" auf, jedoch nur bei den höchsten Leistungen; bei einer Bestrahlungs-

zeit von 10 s und 45 W verstärkte sich dieser Effekt, er trat entlang der ganzen Abtragungszone auf, bei dem 30 und 25 W-Impuls war er nur in der zur Abtragung hin vorgewölbten Nekrosezone nachzuweisen.

- Bei 1 s; 45 W

bei 3 s; 10 W

bei 5 s; 10,20 W

bei 10 s; 10 W - Impulsen reichten die Koagulationsnekrosen über die Demarkationslinie mit entzündlichem Infiltrat hinaus, so daß die eingewanderten Entzündungszellen innerhalb der Koriumsnekrose lagen.

4.4.2.2.4. Entzündungszellen

Die Entzündungszellen, vorwiegend Leukozyten, weniger Lymphozyten und Histozyten, traten unterhalb des Bereichs des defekten Epithels auf, in dem die initiale subepidermale Spaltbildung begann. Bei hohen Leistungen wanderten sie peripher ein, erreichten aber die seitliche Koagulationsnekrose noch nicht, erst bei mittlerer Leistungsstärke erreichten sie den Nekroserand. Bei niedrigen Leistungsstärken verdichteten sie sich nicht, sie begrenzten nur seitlich den oberen Nekroserand.

Bei kurzen Bestrahlungszeiten und hohen Laserleistungen waren die Entzündungszellen noch nicht so weit vorgewandert wie bei langen Bestrahlungszeiten und niedrigen Laserleistungen.

Die Epidermis regenerierte sich nur bei Bestrahlungen mit niedrigen Leistungen; hier schob sie sich zungenförmig unterhalb dem defekten Epithel zentrumwärts vor.

4.4.3 BESCHREIBUNG DES DEFINIERTEN IMPULSES:

Nd- YAG; CO₂; 30 W; 10 s; oFO

4.4.3.1. Form

Der Defekt weist eine fingerförmige, in die Tiefe reichende Abtragung auf, der sich ein breiter, von der Oberfläche zur Tiefe schmaler werdender Koagulationssaum anschließt.

4.4.3.2. Epithel

Aufgrund der breiten Läsion ist intaktes Epithel nur einseitig vorhanden. Peripher der Nekrose weist die Epidermis basal länglich ausgezogene Keratinozyten auf; es liegt teilweise Pigmentinkontinenz vor; die Zellkerne des Stratum spinosum und granulosum zeigen teils ovale, teils polygonale Formen. Die ganze Epidermis ist verschmälert. Oberhalb des Beginns der Koriurnekrose treten erste subepidermale Spaltbildungen auf, die sich zentrumwärts zu Blasen ausbilden. Das Stratum corneum ist teilweise abgehoben. Die zum Teil fragmentierte Blasendecke endet vor dem vakuolisierten Korium, das in der Nähe der Abtragungsrichtung den "Popcorn-effekt" aufweist. Dieser mit optisch leeren Räumen durchsetzte Bereich reicht bis zur Mitte der Abtragung. Entlang der fingerförmigen Abtragung liegen der Koagulationsnekrose zur Abtragungsrichtung hin unregelmäßige Strukturen von karbonisiertem Gewebe auf.

4.4.3.3. Korium

Der seitlich breiten homogenen basophilen Nekrose folgt eine unregelmäßig strukturierte Zone, die beide kegelförmig sich verschmälernd in die Koriumstiefe verlaufen. In den oberflächlichen, breiten Koagulationszonen finden sich Zelldetritus und zum Teil lichtmikroskopisch noch intakte Bindegewebszellen.

4.4.3.4 Entzündungszellen

Leukozyten, Lymphozyten und Histiozyten sind außerhalb des Koagulationssaums am peripheren Epithelrand zu finden. Sie sind noch spärlich und nur am Rande in geringer Zahl zu finden (siehe folgende Abb. 13).

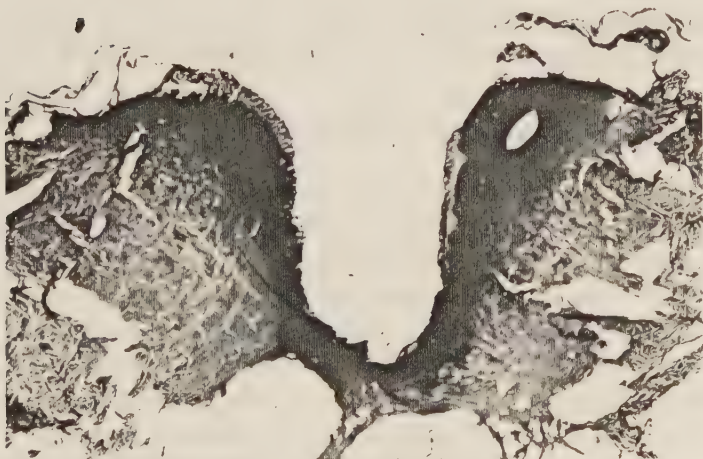


Abb. 13 Nd- YAG; CO₂; 30 W; 10 s; oFO
Abtragungstiefe (AT): 3,89mm Koagulationssaum (KS): 0,65mm
Defekttiefe (DT=AT+KS): 4,54mm Abtragungsbreite (AB): 4,38mm
Nekrosebreite (NB): 8,75mm
Breite der Epithelläsion (ELB): nicht meßbar, da intaktes Epithel nur einseitig vorhanden.

Fingerförmige, in die Tiefe reichende Abtragung, der sich ein breiter, von der Oberfläche zur Tiefe schmaler werdender Koagulationssaum (KS) anschließt.

Teilweise abgehobenes Epithel; fragmentierte Blasendecke endet vor dem vakuolisierten Korium. Der Koagulationsnekrose liegt zur Abtragungsrichtung hin karbonisiertes Gewebe auf. Koagulationsnekrose besteht aus innerer homogener basophiler Nekrose und sich anschließender unregelmäßig strukturierter Nekrosezone. Wenige Entzündungszellen außerhalb des Koagulationssaumes am peripheren Epithelrand.

4.5. BESTRAHLUNG MIT DEM Nd- YAG- LASER UND KÜHLUNG DER
HAUTOBERFLÄCHE MIT PHYS. KOCHSALZLÖSUNG; OHNE
FOKUSSIEROPTIK (oFO)

4.5.1. QUANTITATIVE AUSWERTUNG

Mit dem Nd- YAG- Laser ohne Fokussieroptik und Kühlung der Haut-
oberfläche mit phys. Kochsalzlösung wurde 3;5 und 10 s lang
bestrahlt; dabei variierten die Leistungen von 10 bis 45 W.

4.5.1.1. Die 3 und 5 s- Impulse (Tab. 5)

Die bei den Bestrahlungszeiten 3 und 5 s gefundenen Hautver-
änderungen waren quantitativ nicht zu vergleichen. Das verwendete
Handstück ermöglichte nicht immer die genaue Fixierung des
Strahls auf ein umschriebenes Hautareal; so wurde ein flächenmäs-
sig größeres Areal bestrahlt und die Tiefenwirkung geringer. Dies
ließ sich histologisch nachweisen. Lag in dem bestrahlten Areal
ein Haarfollikel, so führte dies zu einer tiefer liegenden Nekrose
entlang des Follikels; damit wurde die Defekttiefe größer.

- Die Breiten der Epithelläsion und der Koriumsnekrosen änderten
sich damit ebenfalls und waren quantitativ nicht auswertbar
(Abb. 14a).

4.5.1.2. Der 10 s- Impuls (Tab. 5)

Bei dem 10 s- Impuls ließ sich von 10 bis 30 W aufsteigend eine
lineare Zunahme der Defekttiefe bis 3,93 mm erkennen; entspre-
chend erfolgte eine Zunahme der blasigen Abhebung bis 0,85 mm
über das Hautniveau (Abb. 14b).

- Mit zunehmender Leistung verbreiterte sich die Epithelläsion
ebenfalls kontinuierlich bis 9,1 mm bei 45 W (Abb. 14b).

- Die weiter innen verlaufenden Nekrosebreiten des Koriums
vergrößerten sich mit zunehmender Laserleistung auf 7,6 mm
bei 45 W.

Nd- YAG- LASER; PHYS. NACL-LÖSUNG; 3; 5; 10 s; oFO

Laserleistung(W)	Zeit (s)	ST(mm)	KS(mm)	DT(mm)	NB(mm)	ELB(mm)
20	3	0,15	1,25	1,25	3,25	3,4
25	3	0,16	1,9;3,7	3,9	1,38;1,5	5,4* ¹
30	3	0,02	3,83	3,86	3,62	4,75
45	3	0,5* ³	2,88;1,4	3,0	2,88;1,75	6,5* ¹
20	5	0,25	2,63	2,88	3,0	4,0* ²
25	5	./.	2,56	2,56	7,75	8,8
30	5	2,6	2,75	3,35	3,13	4,4* ²
10	10	0,1	0,05	0,15	./.	0,8
20	10	0,25	1,75	2,0	4,5	5,25
25	10	0,5	2,05	2,56	6,0	6,5
30	10	1,15* ⁴	3,63	3,93	6,0	6,65
45	10	0,65	2,51	3,01	7,63	9,1

Tabelle 5 ST: Spalttiefe
KS: Koagulationsseam DT: Defekttiefe
NB: Nekrosebreite ELB: Breite der Epithelläsion

- *¹: zwei nebeneinander liegende Nekrosen
*²: Haarfollikel
*³: Subepidermale Blase reichte 0,38 mm über das Hautniveau
*⁴: Subepidermale Blase reichte 0,85 mm über das Hautniveau

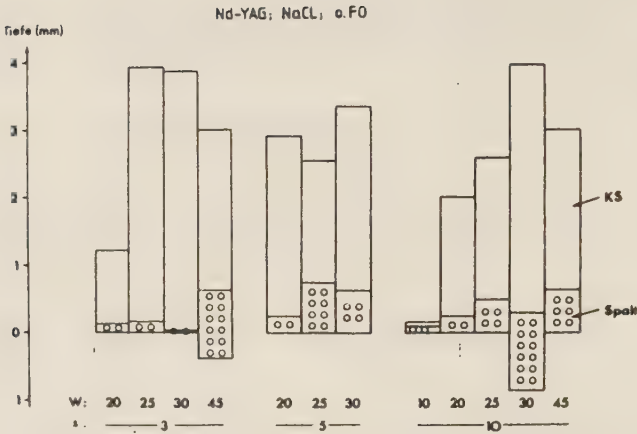


Abb. 14a Nd- YAG; Kühlung der Hautoberfläche mit phys. Kochsalzlösung
 KS: Koagulationssaum
 Bei Bestrahlungszeiten von 3 und 5s erfolgte ungenaue Fixierung des Strahls;
 keine lineare Zunahme der Defekttiefe. Bei einer Bestrahlungszeit von
 10s erfolgte ein kontinuierlicher Anstieg der Defekttiefe bis 3,93mm
 bei 30W.

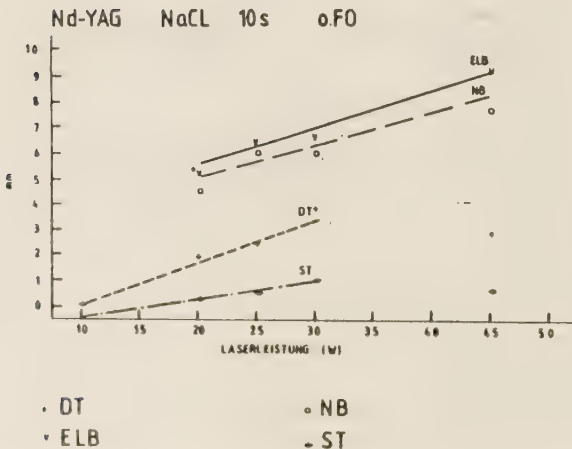


Abb. 14b Nd- YAG; Kühlung der Hautoberfläche mit phys. Kochsalzlösung
 DT: Defekttiefe ELB: Breite der Epithelläsion
 NB: Nekrosebreite ST: Spalttiefe

4.5.2. QUALITATIVE AUSWERTUNG

Bei den Bestrahlungen ohne Fokussieroptik mit Bestrahlungszeiten von 3 und 5 s und Kühlung mit phys. Kochsalzlösung waren aufgrund ungenügender Versuchsbedingungen keine exakten qualitativen Aussagen möglich. Durch die mechanisch schwierige Führung des Laserstrahls ergaben sich zu breit gesetzte Defekte, die sowohl das Epithel als auch das Korium betrafen.

4.5.2.1. Die 3 und 5 s- Impulse

4.5.2.1.1. Form

Im Korium kam es bei den 3 s- Impulsen zu jeweils zwei kreisförmigen nebeneinander liegenden Nekrosen, während bei dem 5 s- Impuls die Form einem Halbkreis oder Becher ähnlich war. Es traten subepidermale Spalt- und Blasenbildungen auf.

4.5.2.1.2. Epithel

Das Epithel war verschmälert und wies folgende Veränderungen auf: Verlust der Reteleisten, randwärts ballonartige Auftreibung mit an den Rand gedrückten Zellkernen; zentrumsnäher parallel angeordnete, längliche, hyperchromatische Zellkerne. Peripher waren die Zellen des Stratum basale mit Leukozyten durchsetzt, ebenso die subepidermalen Spalt- und Blasenbildungen. Hier war zusätzlich Fibrin exsudiert, Lymphozyten und Erythrozyten waren auch vorhanden.

Die Epidermis begann sich bereits zu regenerieren.

4.5.2.1.3. Korium

Oberhalb der kreisförmigen Koagulationsnekrose waren bei einer Bestrahlungszeit von 3 s das Stratum papillare und in geringem Ausmaß das Stratum reticulare lichtmikroskopisch intakt. Diese

kreisförmigen Nekrosen zeigten nur im Zentrum eine homogene Koagulation, während radiär nach außen sowohl in die Tiefe als auch in Richtung Hautoberfläche die Zonen unregelmäßig strukturiert wurden. Bei der halbkreisförmigen Nekrose, als auch bei Nekrosen, die durch Haarfollikel weiter in die Tiefe geführt wurden, begannen die homogenen Zonen direkt unter dem Epithel und gingen mit weiterem Strahlungsverlust in unregelmäßig strukturierte Zonen über.

4.5.2.1.4. Entzündungszellen

Entzündungszellen wanderten seitlich unterhalb dem Epithel ein, sie demarkierten die Nekrosen nicht.

4.5.2.2. Der 10 s- Impuls

4.5.2.2.1. Form

Bei einer Bestrahlungszeit von 10 s traten bei allen Leistungen halbkreisförmige Defekte mit subepidermaler Blasenbildung auf.

4.5.2.2.2. Epithel

Das Epithel wies dieselben Veränderungen auf wie bei den zeitlich kürzeren Impulsen, jedoch zeigten der 30 und 45 W- Impuls eine Blasendecke mit lichtmikroskopisch kaum mehr erkennbaren Zellkernen. Die subepidermale initiale Spaltbildung begann bei der höchsten Laserleistung von 45 W peripher mit Beginn des seitlich defekten Epithels.

Es war keine Epidermisregeneration zu beobachten.

4.5.2.2.3. Korium

Bei den beiden höchsten Leistungen schob sich ein Keil mit lichtmikroskopisch intaktem Korium zwischen das Epithel und die Koagu-

lationsnekrose. Dieser Keil ist zwar lichtmikroskopisch zu erkennen, jedoch ließ sich meßtechnisch nicht nachweisen, daß die oberflächliche Defektbreite im Korium (NB) schmaler war als die Defektbreite in der Tiefe des Koriums. (Tab. 6)

Die Nekrose wies eine innere homogene Schicht auf, während sie in der Tiefe unregelmäßig strukturiert war. Bei niedrigeren Leistungen kam es nicht mehr zur Ausbildung homogener Nekrosen, die Nekrosen waren unregelmäßig strukturiert und enthielten pyknotische Fibrozyten.

Nd-YAG; phys. Kochsalzlösung; 10 s; oFO

Laserleistung(W)	NB ₁ (mm)	NB ₂ (mm)	NB ₃ (mm)
20	4,5	3,5	1,13
25	6,0	5,38	1,5
30	6,0	5,8	1,5
45	7,63	7,38	4,13

Tabelle 3 NB₁: Defektbreite des Koriums an der Oberfläche
NB₂: Defektbreite des Koriums in der mittleren Tiefe
NB₃: Defektbreite des Koriums in der Tiefe

4.5.2.2.4. Entzündungszellen

Es erfolgte eine spärliche, seitliche Einwanderung von Leukozyten, Lymphozyten und vereinzelt Histiozyten; es lag keine Demarkation vor.

4.5.3. BESCHREIBUNG DES DEFINIERTEN IMPULSES:
Nd- YAG; phys. Kochsalzlösung; 30 W; 10 s; oFO

4.5.3.1. Form

Halbkreisförmige Koriurnsnekrose unterhalb dem Epitheldefekt; seitlich schiebt sich das lichtmikroskopisch intakte Korium keilförmig zwischen das defekte Epithel und die Koriurnsnekrose. Dieser Keil liegt nur an einem Rand der Läsion vor. Es erfolgt keine Abtragung.

4.5.3.2. Epithel

Das defekte Epithel zeigt peripher abgerundete, pyknotische Zellkerne; basal treten Kernschatten auf; es liegt Pigmentinkontinenz vor. Zentrumsnäher verschmälert sich das Epithel und die Zellkerne werden hyperchromatisch, länglich ausgezogen und sind parallel angeordnet. Die subepidermale initiale Spaltbildung setzt oberhalb der beginnenden Koriurnsnekrose ein, über dem Zentrum kommt es zu einer hohen subepidermalen Blasenbildung mit dünn ausgezogener Blasendecke und länglichen, parallel angeordneten Zellkernen.

Es liegt keine Epidermisregeneration vor.

4.5.3.3. Korium

Die breite, homogene basophile Nekrose weist Zelldetritus auf. Es folgt ein ebenfalls breiter unregelmäßig strukturierter Koagulationssaum, der bis zur Subcutis reicht und einseitig einen Haarfollikel miteinschließt, dessen epitheloide und bindegewebige Wurzelscheiden koaguliert sind.

4.5.3.4 Entzündungszellen

Die seitlich einwandernden Entzündungszellen sind noch spärlich, es handelt sich vorwiegend um Leukozyten und Lymphozyten (siehe folgende Abb. 15).

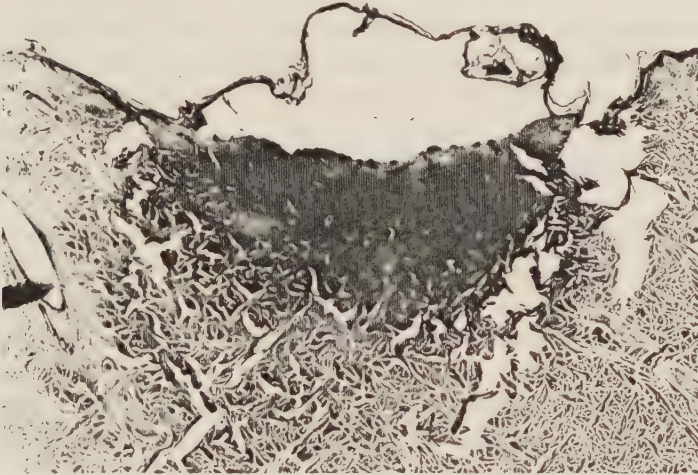


Abb. 15 Nd- YAG; NaCl; 30 W; 10 s; oFO

Spalttiefe	(ST): 1,15mm; 0,85mm über dem Hautniveau
Koagulationssaum	(KS): 3,63mm
Defekttiefe (DT=ST(Hautniveau)+KS):	3,93mm
Nekrosebreite	(NB): 6,0mm
Breite der Epithelläsion	(ELB): 6,65mm

Bei Kühlung der Hautoberfläche mit phys. Kochsalzlösung erfolgt keine Gewebeabtragung. Unter der hohen subepidermalen Blasenbildung erstreckt sich die halbkreisförmige Koriumsnekrose.

4.6. BESTRAHLUNG MIT DEM Nd- YAG- LASER UND KÜHLUNG DER
HAUTOBERFLÄCHE MIT PHYS. KOCHSALZLÖSUNG; MIT
FOKUSSIEROPTIK (mFO)

4.6.1. QUANTITATIVE AUSWERTUNG

Mit dem Nd- YAG- Laser mit Fokussieroptik und oberflächlicher Kochsalzkühlung wurde bei Bestrahlungszeiten von 3 und 5 s die Leistung zwischen 10 und 50 W variiert.

4.6.1.1. Der 3 s- Impuls (Tab. 7)

Bei einer Bestrahlungszeit von 3 s betrug die Defekttiefe zwischen 1,25 mm bei 20 W und 2 mm bei 50 W. Die Abtragungstiefen reichten von 0,63 mm bis 1,25 mm (Abb. 16a). Eine homogene Nekrosezone, die sich mit zunehmender Leistung vergrößerte, war erst ab 30 W nachweisbar.

Das geschädigte Epithel entsprach in seiner Ausdehnung der Breite der Koriumsnekrose (Abb. 16b). Geringe Differenzen traten auf, wenn die seitliche Nekrosezone mit entzündlichem Infiltrat durchsetzt und dadurch nicht eindeutig vom intakten Gewebe zu unterscheiden war.

4.6.1.2. Der 5 s- Impuls (Tab. 7)

Der 5 s- Impuls setzte tiefere Nekrosen als der 3 s- Impuls, die entsprechende Kurve verläuft steiler (Abb. 16a). Im Gegensatz zur kürzeren Bestrahlungszeit bildete sich bis zu 20 W ein sub-epidermaler Spalt (SP) aus und erst mit höheren Leistungen kam es zu Verdampfungen.

- Die Abtragungstiefe bei der höchsten Leistung war größer als die Defekttiefe des 3 s- Impulses (Abb. 16a).
- Eine homogene basophile Zone bildete sich bereits bei der niedrigsten Leistung aus und verbreiterte sich von 0,1 mm bis 0,5 mm bei der 50 W- Bestrahlung.

- Epithelläsionsbreite und Nekrosebreite grenzten nah aneinander außer bei dem 50 W- Impuls. Hier lag eine Differenz der beiden Größen von 0,5 mm vor (Abb. 16b).

Nd- YAG- Laser; phys. Kochsalzlösung; 3; 5 s; mFO

Laserleistung(W)	Zeit (s)	AT (mm)	AB (mm)	ST (mm)	KS (mm)	DT (mm)	NB (mm)	ELB (mm)
20	3	0,63	0,75	./.	0,62	1,25	2,0	2,25
30	3	1,13	1,53	./.	0,6	1,73	2,5	2,6
50	3	1,25	1,75	./.	0,75	2,0	3,8	4,0
10	5	./.	./.	0,1	0,7	0,8	1,8	1,83
20	5	./.	./.	0,12	1,08	1,2	2,0	2,1
30	5	1,38	2,55	./.	0,8	2,18	4,6	4,62
40	5	1,25	2,15	./.	1,13	2,38	4,4	4,9
50	5	2,38	2,4	./.	0,72	3,1	4,38	5,0

Tabelle 7 AT : Abtragungstiefe
ST : Spalttiefe
DT : Defekttiefe
ELB: Breite der Epithelläsion

AB: Abtragungsbreite
KS: Koagulationsaum
NB: Nekrosebreite

4.6.2. QUALITATIVE AUSWERTUNG

4.6.2.1. Der 3 s- Impuls

4.6.2.1.1. Form

Bei dem 3 s- Impuls änderte sich die Form des Defekts von einem Halbkreis bei 20 W bis zu einer becherartigen Form bei 50 W. Es traten überall Abtragungen auf. Die Breite der Epithelläsion wich nur geringfügig von der Koriurnekrosebreite ab.

4.6.2.1.2. Epithel

Die dreigliedrige Epithelveränderung, wie sie bei dem CO₂-gekühlten Nd-YAG-Laser auftrat, fand hier nicht statt. Die Epidermis zeigte folgende Veränderungen (siehe Abb. 17):

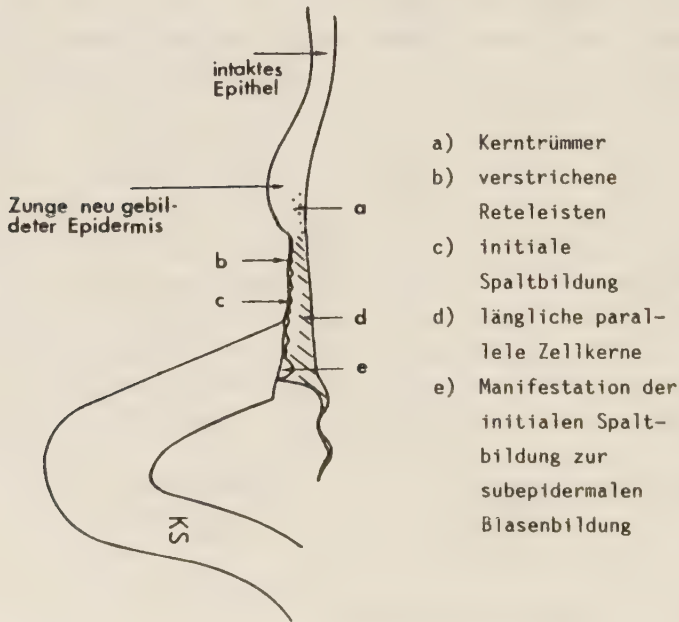


Abb. 17 Nd-YAG; NaCl; 3 s; mFO
KS : Koagulationsraum
a-e: Epidermisveränderungen

Zum Zentrum der Läsion hin erfolgte eine blasige Abhebung der nekrotischen Epidermis.

Bei dem 50 W- Impuls reichte die Koagulationsnekrose über das entzündliche Infiltrat hinaus, so daß die eingewanderten Entzündungszellen mitten im nekrotischen Gewebe lagen.

Zungen neugebildeter Epidermis traten bei allen Leistungen auf.

4.6.2.1.3. Korium

Die Abtragungsränder waren nicht glatt und es fanden sich unregelmäßige Auflagerungen von karbonisiertem Gewebe. Es schloß sich eine homogene, basophile Zone an, vereinzelt mit Zelldetritus durchsetzt. Die darauffolgende zentrumsperiphere unregelmäßig strukturierte Nekrosezone bildete den Übergang zum intakten Gewebe. Mit steigender Laserleistung nahm der Koagulationssaum seitlich direkt unter dem Epithel stärker zu, als er sich in der Tiefe ausdehnte.

4.6.2.1.4. Entzündungszellen

Das seitlich beginnende entzündliche Infiltrat bestand vorwiegend aus den frühzeitig einwandernden Leukozyten und Lymphozyten; vereinzelt waren auch Histiozyten vorhanden. Das entzündliche Infiltrat verhielt sich umgekehrt proportional zur Laserleistung, bei niedrigen Leistungen fand sich ein stark entzündliches Infiltrat. Bei 20 W erfolgte eine vollständige Demarkation und die Entzündungszellen drangen in die Epithelschicht ein. Es kam zur Exsudation von Fibrin und serösen Krusten, die ebenfalls mit Entzündungszellen durchsetzt waren.

4.6.2.2. Der 5 s- Impuls

4.6.2.2.1. Form

Bei dem 5 s- Impuls erfolgte im Gegensatz zum 3 s- Impuls eine stärkere Formveränderung des Defektes in Abhängigkeit von der Laserleistung. Während er bei 10 W noch sichelähnlich war, wurde er mit zunehmender Leistung und Tiefenverlagerung halbkreisförmig, becherförmig und kraterförmig. Abtragungen lagen bei Leistungen größer als 30 W vor, bei 10 und 20 W erfolgten Blasenbildungen.

4.6.2.2.2. Epithel

Bei Leistungen ab 30 W und höher entsprachen die Epithelveränderungen denjenigen des 3 s- Impulses, jedoch begann die initiale Spaltbildung zentrumsnäher. Auch wenn die Breite der Epithel-läsion größer als die Nekrosebreite war, begann die initiale Spaltbildung erst im Bereich über dem nekrotischen Korium. Diese Beobachtung lag bei dem 50 W- Impuls vor.

Die Epithelveränderungen bei niedrigen Leistungen (20 W; 10 W) zeigten peripher der subepidermalen Blasendecke folgende Defekte: verschmälertes Epithel mit länglich ausgezogenen Zellkernen im Stratum basale; Zellkerne im Stratum granulosum teils spindelig, teils oval, teils polygonal, teils in Lyse befindlich. Epithel-veränderungen im Zentrum der Läsion: die Blasendecke war abgehoben, es lag Pigmentinkontinenz vor, die Zellkerne im Stratum spinosum waren noch erkennbar, jedoch lagen Zeichen von beginnender Nekrolyse vor.

4.6.2.2.3. Korium

Bei allen Impulsen, bei denen es zu Abtragungen kam, waren auf der innersten Nekrosezone Reste von karbonisiertem Gewebe vorhanden wie beim 3 s- Impuls. Es schlossen sich eine basophile, homogene Zone an und dann die unregelmäßig strukturierte Nekrosezone.

Bei dem 20 W- Impuls fand sich zwischen der defekten Epidermis und dem nekrotischen Korium eine keilförmige Zone mit lichtmikroskopisch unauffälligem Korium.

4.6.2.2.4. Entzündungszellen

Bei einer Bestrahlungszeit von 5 s wurde auch bei der niedrigen Leistung der Koagulationssaum nie vollständig demarkiert. Die Entzündungszellen infiltrierten die seitliche Nekrose.

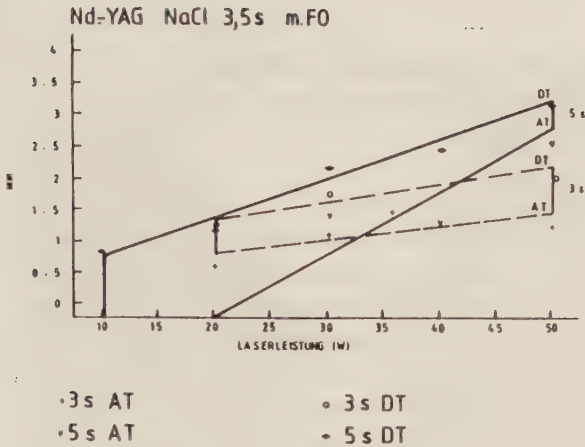


Abb. 16a Nd-YAG; NaCl; mFO

AT : Abtragungstiefe

DT : Defekttiefe

Bei höherer Bestrahlungszeit und steigender Leistung erfolgt eine lineare Zunahme der Abtragungstiefe (AT) und der Defekttiefe (DT). Bei einer Bestrahlungszeit von 5 s wird bei der höchsten Leistung (50W) mehr Gewebe abgetragen als bei dem 3 s- Impuls Gewebe koaguliert wird.

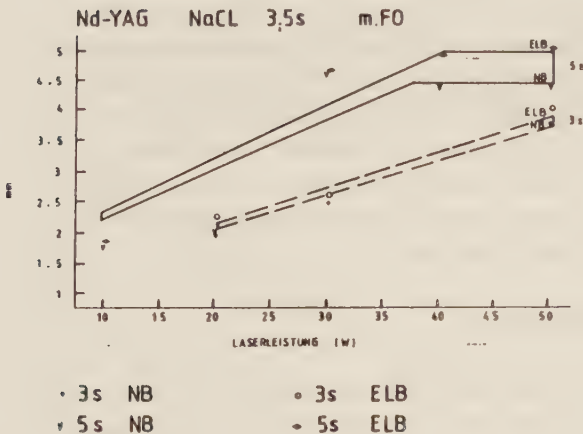


Abb. 16b Nd-YAG; NaCl; mFO

NB: Nekrosebreite

ELB: Breite der Epithelläsion

Bei dem 3 s- Impuls wird das Epithel nicht mehr geschädigt, als das Korium in seiner Breite (ELB=NB). Bei dem 5 s- Impuls grenzen Epithelläsionsbreite (ELB) und Nekrosebreite (NB) ebenso nah aneinander außer bei dem 40 und 50W- Impuls. Hier wird das Epithel um 0,5mm mehr geschädigt als das Korium in seiner Breite.

4.6.3. BESCHREIBUNG DES DEFINIERTEN IMPULSES:
Nd- YAG; phys. NaCl-Lösung; 30 W; 3 s; mFO

4.6.3.1. Epithel

Das Epithel ist verdünnt, die Reteleisten sind abgeflacht. Die Zellkerne sind parallel angeordnet, ausgezogen länglich verformt und zum Zentrum der Läsion hin ausgerichtet. Kurz vor der Abtragung erfolgt eine initiale blasige Abhebung. Die nekrotisierten, zum Zentrum hin ausgerichteten Zellkerne liegen in der unteren Epidermisschicht dicht gepackt, zur Oberfläche hin sind sie mehr spindelig und bizarr konfiguriert. Es sind keine Zellgrenzen mehr erkennbar und die Epidermis ist homogen eosinophil.

Eine neu sich regenerierende Epidermis schiebt sich unter die nekrotische Epidermis.

4.6.3.2. Korium

Der becherförmige Nekroserand weist unregelmäßige Auflagerungen von karbonisiertem Gewebe auf; es folgt ein homogener basophiler Koagulationssaum, der zur Strahlungsperipherie unregelmäßige Strukturen des Nekrosegewebes zeigt und zunehmende Eosinophilie aufweist. Der in der Tiefe mitgetroffene Haarfollikel zeigt Epithel- und Bindegewebsdefekte, die tiefer als die Nekrosezone reichen. Die Nekrose der bindegewebigen Wurzelscheide reicht 0,5 mm tiefer als der Koagulationssaum.

4.6.3.3. Entzündungszellen

Es erfolgt eine seitliche Demarkation der Nekrose durch entzündliches Infiltrat, das vorwiegend aus neutrophilen Granulozyten besteht, denen einzelne Lymphozyten und Histozyten beigemischt sind (siehe folgende Abb. 18).

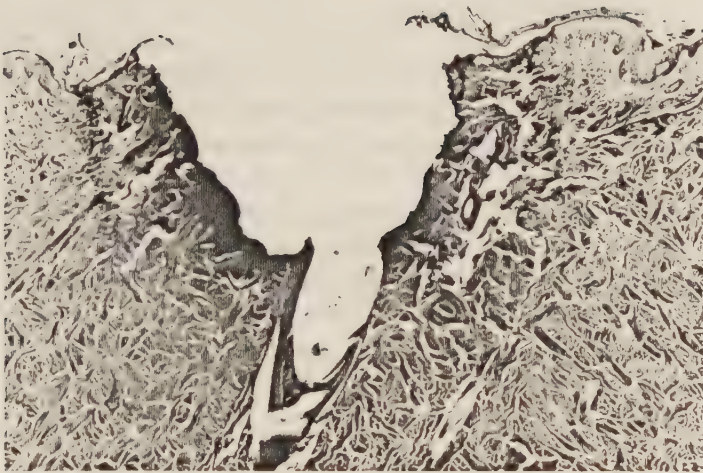


Abb. 18 Nd- YAG; NaCl; 30 W; 3 s; mFO

Abtragungstiefe (AT) : 1,13mm

Koagulationssaum (KS): 0,6mm

Defekttiefe (DT=AT+KS): 1,73mm

Abtragungsbreite (AB): 1,53mm

Nekrosebreite (NB) : 2,5mm

Breite der Epithelläsion (ELB): 2,6mm

Becherförmige Abtragung mit homogenem Koagulationssaum (KS) und sich anschließende unregelmäßig strukturierte Koagulationsnekrose. Nekrose des mit getroffenen Haarfollikels reicht 0,5mm tiefer als der KS. Epithel wird geringfügig mehr geschädigt als das Korium in seiner Breite, beidseitig sich regenerierende Epidermis. Seitliche Demarkation der Nekrose durch entzündliches Infiltrat.

5. DISKUSSION

Mit dem Nd- YAG- Laser sind bisher noch keine systematischen Untersuchungen an der Haut vorgenommen worden, obwohl er therapeutisch bei benignen und malignen Veränderungen des äußeren Genitale eingesetzt wird (Staehler 1981) und sich auch Mitteilungen über dermatologische Anwendungen finden (Bahmer und Alzin 1983, Goldman und Mitarb. 1973, Kozlov und Moskalik 1980, Wagner und Mitarb. 1981). Ehlers Versuche mit dem Nd- YAG- Laser (1975) zeigten, daß menschliche Haut bis zur Grenze zum subcutanen Gewebe koaguliert werden kann. Da jedoch keine ausreichenden Angaben über die Bestrahlungsparameter und die Dicke der Haut vorliegen, können diese Untersuchungen nicht verwertet werden.

Andere Arbeitsgruppen, die die Effekte des Nd- YAG- Lasers an parenchymatösen Organen wie Leber, Magen und Harnblase untersuchten, wiesen Koagulationstiefen bis 5 mm nach (Etienne und Mitarb. 1982, Godlewski und Mitarb. 1982, Keiditsch 1981, Kiefhaber und Mitarb. 1977, Mayer und Mitarb. 1979).

5.1. Nd- YAG- LASER; OHNE KÜHLUNG; mFO

Bei Bestrahlungen mit dem Nd- YAG- Laser ließen sich klinisch und histologisch zwei Effekte nachweisen. Erstens eine Koagulation, die klinisch an einer weißen Verfärbung erkennbar ist. Zweitens eine Abtragung von Gewebe unter Dampf- und Rauchentwicklung, die zu becher- bis kraterförmigen Hautdefekten führte. Traten beide Effekte gemeinsam auf, kam es zu becher- bis kraterförmigen Hautdefekten (Abtragungen), an die sich ein unterschiedlich breiter Koagulatoinssaum anschloß. Die Defekttiefe setzte sich somit aus Abtragungstiefe und Tiefe des Koagulationssaumes zusammen, die histometrisch bestimmt werden können.

Wurde nicht nur Epithel abgetragen, sondern auch ein Teil des Koriums, so fand sich im Bereich der Abtragung ein schmaler Saum mit karbonisiertem Gewebe. Die Breite des Defektes wurde an der

Hautoberfläche durch die Abtragungsbreite, die Breite des Koagulationssaumes und die sich anschließende Epithelläsion festgelegt. Abtragungsbreite und Epithelläsion zusammen ergaben die Epithelläsionsbreite. Die Defekttiefe, die Epithelläsionsbreite und die Breite des Koagulationssaumes zusammen bestimmten die Form des Laserdefektes.

Die Koagulationsversuche zeigten, daß die Effekte des Nd- YAG- Lasers an der Haut gut steuerbar sind und von der Laserleistung, der Bestrahlungszeit, der Oberflächenkühlung und der Strahlgeometrie abhängig sind.

Mit steigender Leistungszunahme, ebenso mit Zunahme der Bestrahlungszeit

- verändert sich die Form des Defektes
- nimmt die Abtragungstiefe zu
- nimmt die Defekttiefe zu
- nimmt die Breite der Epithelläsion zu
- nimmt die Breite des Koagulationssaumes zu
- verringern sich die Reparaturmechanismen

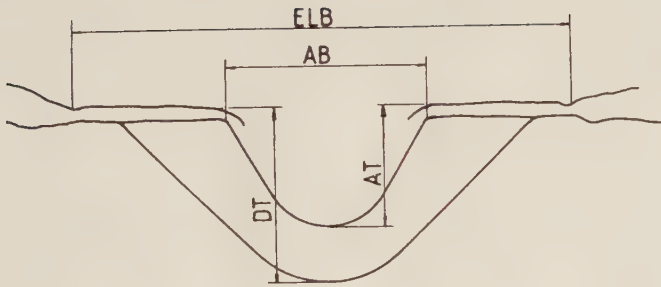
Die unterschiedlichen Veränderungen dieser Parameter zeigten bei Bestrahlung mit dem Nd- YAG- Laser ohne Anwendung einer oberflächlichen Kühlung, daß sich bei steigender Laserleistung und Zunahme der Bestrahlungszeit die Form des Defektes stärker in die Tiefe ausdehnte als in die Breite. Es erfolgten Formveränderungen, die sich bei niedrigen Laserleistungen und Bestrahlungszeiten sichelähnlich, dann becherförmig und bei den höchsten Leistungen und längsten Zeiten fingerförmig ins Korium ausbreiteten.

Entsprechend zeigte sich die schnellere und intensivere Zunahme der Abtragung in die Tiefe im Gegensatz zur geringeren Zunahme der Abtragung in die Breite an der Hautoberfläche. Diese war bei niedrigen Leistungen und Bestrahlungszeiten bereits massiv geschädigt, vergrößerte sich bei höheren Leistungen nur geringfügig. Die Abtragung schob sich solange in die Tiefe des Koriums vor, bis sie das Ausmaß der Abtragungsbreite an der Hautoberfläche erreichte, die Tiefenausdehnung überschritt die Ausdehnung

in der Breite jedoch nicht. Während bei dem 1 s- Impuls der Quotient F_2 (AB:AT) erst bei einer Laserleistung von 40 Watt kleiner als der Quotient F_1 (ELB:DT) war, trat dies bei einer Bestrahlungszeit von 3 s bereits bei der niedrigsten Leistung auf, d.h. bei langen Bestrahlungszeiten und niedrigen Laserleistungen (3 s; 10 W) wird relativ mehr Gewebe abgetragen als koaguliert. (Abb. 19; Tab. 8). Diese Beobachtung der vermehrten Gewebeabtragung wurde von Frank und Mitarb. (1982) nach Bestrahlung von tierischen Blasengewebe ebenso gemacht, jedoch nach Bestrahlung mit dem Argonlaser. Dabei wies diese Arbeitsgruppe zwar auf den Zusammenhang mit der erhöhten Bestrahlungsdauer hin, ohne jedoch speziell auf den Zeit- oder Leistungsfaktor einzugehen.

Dies traf ebenso für Bestrahlungen mit CO_2 -Kühlungen zu, wobei sich hier die Abtragung in die Tiefe noch deutlicher ausprägt:

- a) Der Quotient F_2 (AB: AT) erreichte bei einer Bestrahlungszeit von 10 s und einer Laserleistung von 45 Watt einen Wert unter 1; im Gegensatz zum Nd- YAG- Laser ohne Kühlung ist hier die Abtragungstiefe größer als die Abtragungsbreite.
- b) Der Quotient F_2 (AB: AT) ist immer kleiner als F_1 (ELB: DT), d.h., es erfolgte eine langsamere Größenzunahme der Defekt- tiefe (DT) im Vergleich zur Abtragungstiefe (AT) (Tab. 9).



$$F_1 = \frac{ELB}{DT} \quad F_2 = \frac{AB}{AT}$$

Abb. 19 Skizzierte Darstellung der gemessenen Parameter

Nd- YAG; ohne Kühlung; mFO

Leistung	Zeit	F ₁ (ELB:DT)	F ₂ (AB:AT)
10 W	0,5 s	3,72	9,0
20 W	0,5 s	./.	./.
30 W	0,5 s	2,85	9,5
40 W	0,5 s	2,58	4,0
50 W	0,5 s	2,53	3,36
10 W	1 s	4,2	9,08
20 W	1 s	./.	2,96
30 W	1 s	2,15	2,63
40 W	1 s	1,87	1,83
50 W	1 s	1,83	1,27
10 W	3 s	2,11	2,0
20 W	3 s	2,87	1,59
30 W	3 s	2,05	1,46
40 W	3 s	1,79	1,41
50 W	3 s	1,60	0,96

Tabelle 8 ELB: Breite der Epithelläsion
AB : Abtragungsbreite

DT: Defekttiefe
AT: Abtragungstiefe

Nd- YAG; CO₂; oFO;

Leistung	Zeit	F ₁ (ELB:DT)	F ₂ (AB:AT)
10 W	1 s	4,22	10,0
20 W	1 s	2,53	2,3
30 W	1 s	2,25	1,77
50 W	1 s	1,67	1,08
72 W	1 s	1,97	1,08
20 W	3 s	4,86	./.
30 W	3 s	2,48	2,54
45 W	3 s	2,77	1,78
10 W	5 s	2,89	3,26
20 W	5 s	4,31	4,98
25 W	5 s	2,79	2,84
30 W	5 s	2,62	3,6
45 W	5 s	4,59	3,98
20 W	10 s	./.	2,0
25 W	10 s	./.	3,24
30 W	10 s	./.	1,13
45 W	10 s	./.	0,80

Tabelle 9 ELB: Breite der Epithelläsion
AB : Abtragungsbreite

DT: Defekttiefe
AT: Abtragungstiefe

Der sich an die Abtragung anschließende Koagulationssaum verschmälerte sich im Korium bei tiefen Abtragungen immer mehr, während er an der Hautoberfläche sich breitflächig dem Abtragsrand anschloß, jedoch nie das Ausmaß der ganzen Epithelläsion erreichte.

Die initiale subepidermale Spaltbildung seitlich vor Beginn der

Abtragung manifestierte sich erst dann zur blasigen Abhebung, wenn länger als 1 s bestrahlt wurde. Bei einer weiteren Erhöhung der Bestrahlungszeit auf 3 s traten Vakuolen auch im Korium am Rande der Abtragung auf. ("Popcorneffekt"). Dies war auch die Ursache für die Auftreibung des Koriums, das sich dadurch in die Lichtung der Abtragung vorwölbte.

Ab einer Laserleistung von 30 W und einer Bestrahlungszeit von 1 s wies der Koagulationssaum zwei Bereiche auf. Die innere Nekrosezone erschien homogen und basophil gefärbt, während die sich anschließende Zone unregelmäßig strukturiert war. Im Laserzentrum liegt eine hohe Temperatur vor, die zur Tiefe hin abnimmt und für den unregelmäßig strukturierten äußeren Nekrosebereich verantwortlich ist.

Auch die Reparatur des Gewebes war 48 h nach der Bestrahlung leistungs- und zeitabhängig. Während bei kurzen Bestrahlungszeiten (0,5 s; 10; 20; 30; 40 W; 1 s; 10; 20; 30 W) und niedrigeren Leistungen sich noch eine vollständige Demarkation mit Entzündungszellen, vorwiegend Leukozyten, vereinzelt Lympho- und Histiocyten ausbildete, wanderten mit Leistungs- und Zeitzunahme immer weniger Entzündungszellen ein.

Bei der höchsten Leistung und der längsten Bestrahlungszeit (3 s; 50 W) waren die Entzündungszellen noch nicht bis zum seitlichen Nekroserand vorgewandert, sondern sie befanden sich noch ganz peripher unterhalb des Beginns der Epithelläsion. Die Epidermis begann sich bereits zu regenerieren bei allen verwendeten Strahlungs- und Zeitbedingungen mit Ausnahme beim 3 s- Impuls mit einer Laserleistung von 40 und 50 W.

Bei kurzen Bestrahlungszeiten und hohen Leistungen reichte der Koagulationssaum über die Zone der Entzündungszellen hinaus, so daß die Entzündungszellen innerhalb des nekrotischen Gewebes lagen. Diese Erscheinung läßt sich durch einen verzögerten Gewebetod erklären, wobei die Entzündungszellen bereits eingewandert sind und das Gewebe außerhalb dieses Bereichs nachträglich nekrotisch wird. Eine nachfolgende Auswirkung des Laserimpulses beobachtet am 7. Tag nach Nd- YAG Bestrahlung der Magenwand des

Beagle Dog wurde von Etienne und Mitarb. (1982) beschrieben; dabei wies die Arbeitsgruppe Überlappungen von Laserläsion mit zeitlich verspäteter Gewebeabtragung nach, die am Tag der Bestrahlung noch nicht zu beobachten waren.

5.2. EINFLUSS DER UNTERSCHIEDLICHEN KÜHLUNGEN BEI BESTRAHLUNGEN OHNE FOKUSSIEROPTIK

Vergleich der Bestrahlungen mit dem Nd- YAG- Laser oFO, Kühlung der Hautoberfläche mit phys. NaCl- Lösung und Kühlung der Hautoberfläche mit gasförmigem CO₂.

Da bei Bestrahlungen mit den Nd- YAG- Laser oFO und Kühlung der Hautoberfläche mit phys. NaCl- Lösung erschwerte Versuchsbedingungen vorlagen, zeigte sich, daß bei Bestrahlungszeiten von 3 und 5 s die gemessenen Größen nicht linear zeit- und leistungsabhängig waren. Bei Bestrahlungszeiten von 10 s Dauer ließ sich Linearität nachweisen; deshalb erfolgt der Vergleich verschiedener Kühlungseffekte bei Impulsen mit 10 s Bestrahlungszeit.

5.2.1 Kühlung mit phys. NaCl- Lösung verhindert die Abtragung

Ohne Fokussieroptik und Kühlung der Hautoberfläche mit phys. NaCl- Lösung beschränkte sich die Epidermisläsion auf eine blasige Abhebung über dem Zentrum. Die Aufheizung der Hautoberfläche verringerte sich und es trat keine Verdampfung mit Epidermis- und Koriunabtragung auf. Diese Gewebeschonung wurde von Frank und Mitarb. (1982) und von Rothenberger und Mitarb. (1981) nachgewiesen. Frank bestrahlte mit Wasser gefüllte Harnblasen von Ratten und erzielte dabei bis 4mm tiefe Nekrosen in der Blasenwand ohne essentielle Defekte an der Gewebeoberfläche zu produzieren. Rothenberger wies bei Nd- YAG- Bestrahlung von Rinderleber mit Kühlung mit Wasser eine verzögerte oberflächliche Veränderung nach, so daß auch in tieferen Zonen die Koagulationstemperatur ohne Gewebeabtragung erreicht werden

konnte.

Wurde jedoch mit gasförmigem CO_2 gekühlt unter Beibehaltung der anderen Versuchsbedingungen, so trat immer eine Abtragung auf, die sich mit steigender Laserleistung vertiefte. Bei Bestrahlungen mit der höchsten Laserleistung (45 W) setzte sich die Verdampfung so tief ins Korium fort, daß es vollständig abgetragen wurde und sich der Koagulationssaum bis in die Subcutis ausbreitete. Diesem Koagulationssaum lag unregelmäßig strukturiertes karbonisiertes Gewebe auf.

5.2.2. Unter Kühlung mit phys. NaCl- Lösung ist die Defekttiefe geringer als unter gasförmiger CO_2 - Kühlung (Abb. 20)

Wurde mit dem Nd- YAG- Laser die Oberfläche mit phys. NaCl- Lösung gekühlt, entsprach die erzielte Koagulationsnekrose in ihrer Tiefenausdehnung der Tiefe der Abtragung, die bei Bestrahlungen mit gasförmigem CO_2 - Kühlung erreicht wurden. Bei Kühlung mit gasförmigem CO_2 schloß sich an die Abtragung der Koagulationssaum an, so daß die effektive Defekttiefe größer war als bei der Kühlung mit phys. NaCl- Lösung.

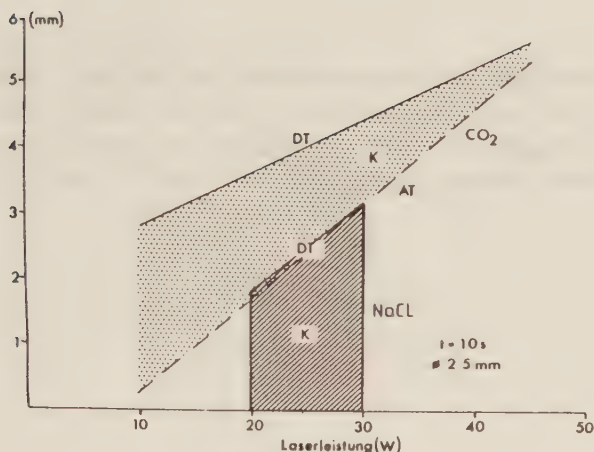


Abb. 20 Nd-YAG; Vergleich der Oberflächenkühlung mit gasförmigem CO_2 und phys. Kochsalzlösung.

Kühlung mit phys. NaCl-Lösung verhindert die Abtragung. Die erzielte Koagulationsnekrose entspricht der Abtragungstiefe (AT) die bei Kühlung mit gasförmigem CO_2 erreicht wird. Bei dieser Kühlung schließt sich an die Abtragung der Koagulationsaum (K) an, so daß die effektive Defekt-tiefe (DT) größer ist als bei Kühlung mit phys. NaCl-Lösung.

5.2.3. Bei Kühlung mit phys. NaCl-Lösung ist die Breite der Epithelläsion kleiner als bei gasförmiger CO_2 -Kühlung (Abb. 21)

Wurde während der Bestrahlung die Hautoberfläche mit gasförmigem CO_2 gekühlt, ergab sich bereits bei der niedrigsten Laserleistung (10 W) eine Epithelläsionsbreite von 7,39 mm. Sie stieg mit steigender Leistung rapide an, so daß die Epithelläsion über die Breite (12 mm) des exzidierten Präparates hinausreichte und nicht mehr meßbar wurde. Bei Kühlung der Hautoberfläche mit phys. NaCl-Lösung betrug die größte Breite der Epithelläsion 9,1 mm bei der höchsten Leistung (45 W). Die Epithelläsionen bei den verschiedenen Leistungen waren mindestens 5 mm kleiner als die Epithelläsionen bei der CO_2 -Kühlung. Die breiten Epithelläsionen bei der Kühlung mit gasförmigem CO_2 sind klinisch unerwünscht.

Da bei der Kühlung mit phys. NaCl- Lösung auch die Defektbreite im Korium geringer als bei der CO_2 - Kühlung war, zeigte sich, daß die oberflächliche Kühlung mit phys. NaCl- Lösung sich auch auf die Breite im Korium auswirkte.

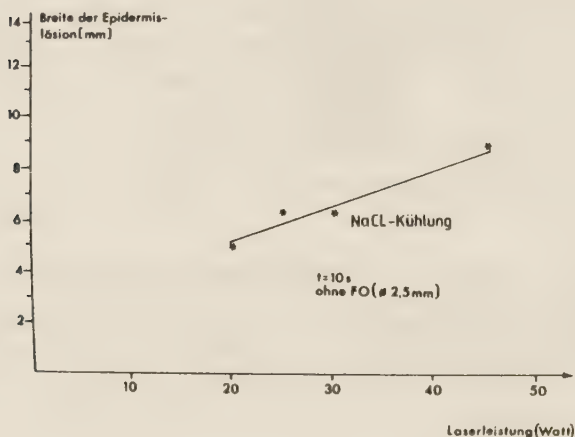


Abb. 21 Nd-YAG; NaCl; 10 s; oFO

Linearer Anstieg der Breite der Epithelläsion mit steigender Laserleistung

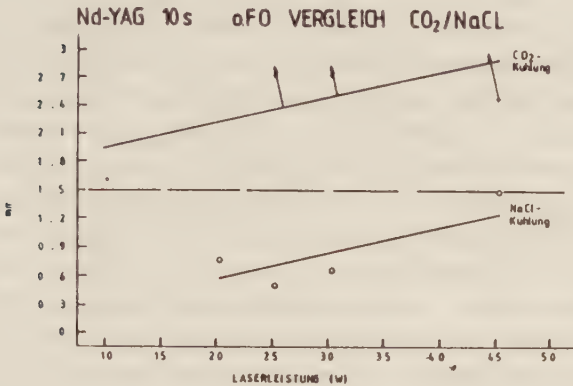
5.2.4. Bei Kühlung mit phys. NaCl- Lösung ist die Differenz Epithelläsionsbreite und Nekrosebreite immer kleiner als 1,5 mm, aufgrund der besseren Epithelschonung. Bei CO_2 - Kühlung ist diese Differenz immer größer als 1,5 mm (Abb. 22)

Wird unter Kühlung mit gasförmigem CO_2 bestrahlt, ist die Breite der Epithelläsion bereits bei der niedrigsten Laserleistung (10 W) um 1,5 mm größer als die Breite des darunter liegenden Koagulationssaumes. Mit steigender Laserleistung verbreitert sich die Epithelläsion stärker als die Nekrosebreite, so daß auch die Differenz der beiden Größen zunimmt.

Wurde unter Kühlung mit phys. NaCl- Lösung bestrahlt, nahm diese

Differenz mit höherer Laserleistung ebenfalls zu, sie war jedoch nie größer als 1,5 mm.

Da unter Kühlung mit phys. NaCl- Lösung das Epithel geschont wurde, wichen die Größen der Epithelläsion und Nekrosebreite nicht wesentlich voneinander ab.



• CO₂: ELB-NB

• NaCl: ELB-NB

Abb. 22 Nd-YAG, Vergleich der Oberflächenkühlung mit gasförmigem CO₂ und phys. Kochsalzlösung.

Bei Kühlung mit phys. NaCl- Lösung ist die Differenz Epithelläsionsbreite und Nekrosebreite immer kleiner als 1,5mm, aufgrund der besseren Epithel-schonung. Bei CO₂- Kühlung ist diese Differenz immer größer als 1,5mm, d.h. es wird mehr Epithel geschädigt als Korium in seiner Breite.

5.2.5. Bei der Kühlung mit phys. NaCl- Lösung zeigen sich qualitative Unterschiede gegenüber der gasförmigen CO₂- Kühlung bezüglich

- der Nekroseform
- der Epithelläsion
- der Reparaturmechanismen

5.2.5.1. Form

Während bei Bestrahlungen mit gasförmiger CO_2 -Kühlung und steigender Leistung die Abtragung sich kraterförmig in die Tiefe des Koriums erstreckte und wallartig von einem Koagulationssaum umgeben war, der an der Oberfläche breiter als in der Tiefe war, wies der Defekt bei der Kühlung mit phys. NaCl-Lösung selbst bei der höchsten Leistung nur eine halbkreisähnliche Form auf. Bei den beiden höchsten Leistungen (30/ 45 W) schob sich ein Keil mit lichtmikroskopisch intaktem Korium zwischen das Epithel und die Koagulationsnekrose. So glich die Nekroseform einer Kugel. Kugelnekrosen wurden von Rothenberger und Mitarb. (1981) nach Nd-YAG-Bestrahlung von Rinderleber bei Oberflächenkühlung mit Wasser beschrieben. Da Wasser den Nd-YAG-Strahl nur schwach absorbiert, macht sich eine Gewebeschonung vorwiegend in der Peripherie des Laserstrahls an der Gewebeoberfläche bemerkbar. Bei beiden Kühlsystemen zeigte der Koagulationssaum zwei Bereiche: einen inneren homogenen Bereich und einen äußeren unregelmäßig strukturierten Bereich.

5.2.5.2. Epithelläsion

Unter gasförmiger CO_2 -Kühlung zeigten sich bei den höchsten Leistungen erste subepidermale Spaltbildungen bereits peripher außerhalb der Koriumsnekrose, und oberhalb des Nekrosebereichs manifestierten sie sich zu blasigen Abhebungen. Ebenfalls oberhalb des Nekrosebereichs ordneten sich die Keratinozyten parallel an, richteten sich zum Laserzentrum hin aus und verdichteten sich zentrumsnah.

Unter Kühlung mit phys. NaCl-Lösung traten die initialen Spaltbildungen zentrumsnäher, erst oberhalb des Nekrosebereichs auf und manifestierten sich rasch zur subepidermalen Blase. Bei den hohen Leistungen (30, 45 W) enthielt die Blasendecke lichtmikroskopisch kaum mehr erkennbaren Zellkerne. Die Blasendecke war stellenweise stark fragmentiert.

Epidermisregenerationen waren bei den Impulsen mit CO_2 -Kühlung aufgrund der zu schmal exzidierten Präparate nicht nachweisbar, bei den Impulsen unter Kühlung mit phys. NaCl-Lösung bildeten sie sich nach 48 h noch nicht aus.

5.2.5.3. Reparaturmechanismen

Bei beiden Kühlanwendungen erfolgte nur eine spärliche, seitliche Einwanderung von Leukozyten, Lymphozyten und vereinzelt Histiozyten, bei der gasförmigen CO_2 -Kühlung waren diese Entzündungszellen bei der höchsten Laserleistung (45 W) noch nicht bis zum Beginn des seitlichen Koagulationssaumes vorgewandert, im Gegensatz dazu waren sie bei der Kühlung mit phys. NaCl-Lösung bereits zum Nekrosesaum vorgewandert. Mit abnehmender Leistung verdichtete und vermehrte sich das entzündliche Infiltrat geringfügig, es demarkierte jedoch nie.

Diese diskutierten Ergebnisse beziehen sich ausschließlich auf Bestrahlungen mit dem Nd-YAG-Laser ohne Fokussieroptik. Wird der Laserstrahl fokussiert auf die Hautoberfläche gerichtet und mit phys. NaCl-Lösung gekühlt, ergeben sich andere Aussagen.

5.3. EINFLUSS DER STRAHLENOPTIK BEI KÜHLUNG DER HAUTOBERFLÄCHE MIT PHYS. NaCl-LÖSUNG

Vergleich der Bestrahlungen mit dem Nd-YAG-Laser oFO und mit dem Nd-YAG-Laser mFO

5.3.1. Bei Bestrahlungen ohne Fokussieroptik wird das Gewebe tief koaguliert; bei Verwendung der Fokus- sieroptik wird das Gewebe abgetragen und koaguliert (Abb. 23)

- Bei Bestrahlungen mit dem Laser ohne Fokussieroptik und Kühlung der Hautoberfläche mit phys. Kochsalzlösung tritt an der Haut-

oberfläche eine mittlere Leistungsdichte auf, die in der Tiefe des Koriums weniger stark abnimmt als bei Bestrahlungen mit Fokussieroptik. Dies ist auf die unterschiedliche Austrittsdivergenz des Strahls zurückzuführen. (oF0: Austrittsdivergenz beträgt 10° ; mF0: Austrittsdivergenz nach dem Fokus beträgt 16° ; siehe Abb. 2 S. 7). Ohne Fokussieroptik ist die Strahlenwirkung in der Tiefe des Koriums intensiver. Verringert man die Strahldivergenz des unfokussierten Laserstrahls nimmt die Energiedichte zu (Mayer und Mitarb. 1979). Dadurch wurde das oberflächliche Gewebe stärker geschont und die Koagulation trat in der Tiefe ein. Das Epithel hob sich blasig ab und bei den Bestrahlungszeiten von 3 s waren sowohl das Stratum papillare als auch das oberflächliche Stratum reticulare randwärts lichtmikroskopisch intakt; erst dann schloß sich der kreisförmige Koagulationsbereich an.

- Bei Bestrahlungen mit dem Laser mit Fokussieroptik und Kühlung der Hautoberfläche mit phys. NaCl- Lösung trat an der Hautoberfläche die höchste Leistungsdichte auf, sie nahm in der Tiefe der Koriums rasch ab. Mit Fokussieroptik war die Leistungsdichte im Korium geringer als ohne Fokussieroptik. Die hohen Leistungsdichten an der Hautoberfläche führten zu deren starken Aufheizung und Vaporisation, so daß das Gewebe abgetragen wurde. An die Abtragung schloß sich die Koagulationsnekrose an, die sich leistungs- und zeitabhängig veränderte. Bei langen Bestrahlungszeiten und hohen Laserleistungen (5 s/ 50 W) glich die Form des Defektes einem Krater.

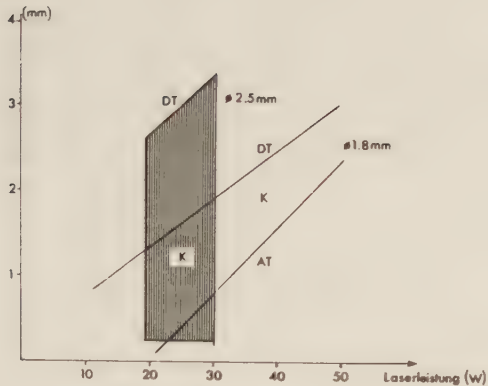


Abb. 23 Nd- YAG; NaCl; Vergleich der Strahlengeometrie
(oPO: $\varnothing 2,5\text{mm}$; mPO: $\varnothing 1,8\text{mm}$)

Bei Bestrahlungen ohne Fokussieroptik ($\varnothing 2,5\text{mm}$) wird das Gewebe tief koaguliert; bei Verwendung der Fokussieroptik ($\varnothing 1,8\text{mm}$) wird das Gewebe abgetragen und koaguliert. Dabei ist die erzielte Defekttiefe (DT=Abtragungstiefe AT + Koagulationssaum K) geringer als bei Bestrahlung ohne Fokussieroptik.

5.3.2. Bei Bestrahlungen ohne Fokussieroptik ist die Defekttiefe größer als bei Verwendung der Fokussieroptik (Abb. 23)

Obwohl sich bei den Bestrahlungen mit dem Laser ohne Fokussieroptik aufgrund der schwierigen mechanischen Führung ungenaue Werte ergaben, ließen sich bei diesen Impulsen größere Defekttiefen erreichen als bei Bestrahlungen mit dem Laser mit Fokussieroptik. Dies ist ebenfalls auf die höhere Leistungsdichte in der Tiefe zurückzuführen. So zeigt sich auch, daß bei Steigerung der Laserleistung von 10 auf 30 Watt eine Abnahme des Faktors F_1 (ELB: DT) von 5,3 auf 1,7 erfolgte und bewies die bevorzugte Wirkung in der Tiefe.

Nd- YAG; NaCl; oFO

Leistung	Zeit	F_1 (ELB: DT)
20 W	3 s	2,72
25 W	3 s	1,38
30 W	3 s	1,23
45 W	3 s	2,17
20 W	5 s	1,39
25 W	5 s	3,44
30 W	5 s	1,31
10 W	10 s	5,33
20 W	10 s	2,63
25 W	10 s	2,54
30 W	10 s	1,69

Tabelle 10 ELB: Breite der Epithelläsion

DT: Defekttiefe

5.3.3. Wird ohne Fokussieroptik bestrahlt, ist die Epithelläsion breiter als bei Bestrahlungen mit Fokussieroptik (Abb. 24)

Bei Bestrahlungen mit dem Laser ohne Fokussieroptik waren aufgrund bereits erwähnter schlechter Versuchsbedingungen die Breiten der Epithelläsion ebenfalls nicht exakt zu ermitteln. Da unter Einwirkung des Laserstrahls ohne Fokussieroptik an der Hautoberfläche eine mittlere Leistungsdichte vorlag, müßte die Breite der Epithelläsion kleiner sein als beim Laserstrahl mit Fokussieroptik, bei dem an der Hautoberfläche die Leistungsdichte am größten war. Dies erwies sich jedoch in den Versuchsreihen nicht. Folgende Ursachen kommen dafür in Frage:

- a) Der Durchmesser des Laserstrahls ohne Fokussieroptik (2,5 mm) war größer als der Durchmesser des Laserstrahls mit Fokussieroptik (1,8 mm).

Die an der Hautoberfläche geringere Leistungsdichte wurde durch den größeren Durchmesser mehr als kompensiert, so daß selbst bei den niedrigen Bestrahlungszeiten diese Epithelläsionen größere Ausmaße annahmen, als die Epithelläsionen bei höheren Bestrahlungszeiten mit Fokussieroptik (Abb. 24).

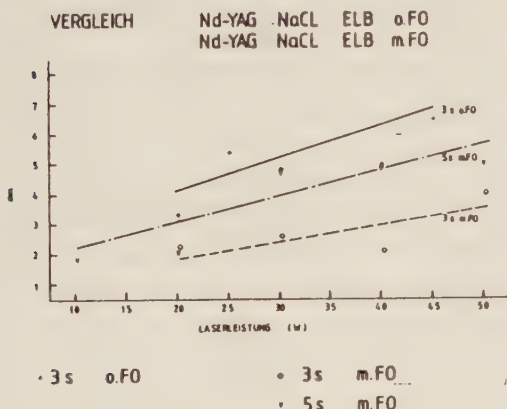


Abb. 24 Nd-YAG, NaCl, Vergleich der Strahlgeometrie

(oFO: $\varnothing 2,5 \text{ mm}$; mFO: $\varnothing 1,8 \text{ mm}$)

Verstärkte Epithelschädigung bei Bestrahlung ohne Fokussieroptik, selbst bei kurzer Bestrahlungszeit (3 s).

- b) Durch die schwierige Handhabung des Laserstrahls ohne

Fokussieroptik wurden die Defekte zu breit gesetzt.

Wenn die Impulse mit dem Laserstrahl ohne Fokussieroptik gesetzt wurden, trat zwar keine Abtragung auf und die Koagulation erfolgte in der Tiefe, jedoch verbreiterte sich auch die Läsion des Epithels. Sie war immer breiter als beim Laserstrahl mit Fokussieroptik, obwohl hier bei niedriger Bestrahlungszeit und ansteigender Laserleistung die oberflächliche Schädigung stärker

zunahm als die Läsion in der Tiefe. (Bei dem 3 s- Impuls stiegen sowohl F_1 (ELB: DT) als auch F_2 (AB: AT) mit höherer Laserleistung geringfügig an.) Erst bei dem 5 s- Impuls erfolgte mit zunehmender Laserleistung die Wärmewirkung zu Gunsten der Defekttiefe und der Abtragungstiefe, wobei bei einer Leistung von 50 Watt die Abtragungstiefe und die Abtragungsbreite gleich groß waren (Tab. 11).

Nd- YAG; NaCl; mFO

Leistung	Zeit	F_1 (ELB: DT)	F_2 (AB: AT)
20 W	3 s	1,80	1,19
30 W	3 s	1,50	1,35
50 W	3 s	2,00	1,4
10 W	5 s	2,29	./.
20 W	5 s	1,75	./.
30 W	5 s	2,12	1,85
40 W	5 s	2,06	1,72
50 W	5 s	1,61	1,01

Tabelle 11 ELB: Breite der Epithelläsion
AB : Abtragungsbreite

DT: Defekttiefe
AT: Abtragungstiefe

5.3.4. Defektbreite

Unabhängig von der Strahlenoptik wichen bei Bestrahlungen mit dem Nd- YAG- Laser und Kühlung der Hautoberfläche mit phys. NaCl- Lösung die Epithelläsionen nur geringfügig von der Breite der Koriumsnekrose ab.

5.3.5. Qualitative Veränderung

Ebenfalls unabhängig von der Strahlgeometrie zeigten sich die

qualitativen Veränderungen des nekrotischen Epithels bei Bestrahlungszeiten von 5 s. Die initialen subepidermalen Spaltbildungen und die länglich ausgezogenen Keratinozyten begannen zentrumsnah oberhalb des nekrotischen Koagulationssaumes und gingen bald in die blasige Abhebung über.

5.3.6 Einfluß der Haarfollikel (Abb. 18; S.57)

Unabhängig von der Strahlgeometrie erwiesen sich die Haarfollikel als gute Wärmeleiter. Die Koagulationsnekrose zog sich am Haarfollikel entlang in die Tiefe und es erfolgte eine Zunahme der Defekttiefe.

- Bei Anwendung der Fokussieroptik und kurzer Bestrahlungszeit (3 s) reichte die Nekrose der bindegewebigen Wurzelscheide des Haarfollikels ca. 0,5 mm tiefer als der Koagulationssaum. Die lineare Zunahme der Defekttiefen mit steigender Laserleistung wurde dadurch geringfügig beeinträchtigt.
- Bei Bestrahlungen ohne Fokussieroptik wurde diese Linearität massiv beeinflusst, vor allem bei kurzen Bestrahlungszeiten mit 3 und 5 s (Tab. 5; Abb. 14a; S. 43, 44). Bei Impulsen mit einer Zeitdauer von 10 s fiel die Wärmeleitung entlang des Haarfollikels nicht mehr ins Gewicht, d.h. bei langen Bestrahlungszeiten beeinflussten die Haarfollikel die Nekrosentiefe nicht mehr.

5.3.7. Reparaturvorgänge der Nekrose

Unabhängig von der Strahlgeometrie erwies sich die umgekehrte Proportionalität zwischen der Menge an Entzündungszellen und der Bestrahlungszeit bzw. der Laserleistung.

Ebenfalls unabhängig von der Strahlgeometrie begann sich die Epidermis innerhalb 48 h zu regenerieren.

- Bei Anwendung der Fokussieroptik, niedriger Laserleistung und kurzer Bestrahlungszeit (3 s; 20 W) trat eine vollständige Demarkation mit entzündlichem Infiltrat auf. Bei höherer

Leistung und längerer Zeit beschränkte sich das entzündliche Infiltrat auf die oberflächlichen Bereiche seitlich der Nekrose. Bei der Nd- YAG- Bestrahlung von 50 Watt und einer Bestrahlungszeit von 3 s reichte der Koagulationssaum über die Zone der Entzündungszellen hinaus, so daß diese Entzündungszellen im nekrotischen Gewebe lagen. Hierbei trat nach 48 h ein verzögerter Gewebetod auf, so daß Entzündungszellen bereits eingewandert waren und das Korium außerhalb dieses Bereichs nachträglich abstarb.

- Bei Bestrahlungen ohne Fokussieroptik invadierten die Entzündungszellen den seitlichen Nekrosebereich. Sie waren nicht bis in die Tiefe des Koriums vorgedrungen und demarkierten den Koagulationssaum nicht.

5.3.8. Kurze Zusammenfassung und Ausblick

Während bei Bestrahlungen oFO und Kühlung der Hautoberfläche mit phys. NaCl- Lösung keine Abtragungen, niedrige Defekttiefen und geringere Epithelläsionen als bei der Kühlung mit gasförmigem CO₂ auftraten, waren die Ausmaße dieser Koagulationsnekrosen jedoch größer als bei Bestrahlung mFO.

Für die Koagulation von Hautveränderungen ist eine Bestrahlung oFO aber mit Kühlung der Hautoberfläche mit phys. NaCl- Lösung als optimal anzusehen. Das Verdampfen von Gewebe ist entweder

- a) ohne Fokussieroptik mit Kühlung der Hautoberfläche mit gasförmigem CO₂ oder
- b) mit Fokussieroptik und oder ohne Kühlung mit phys. NaCl- Lösung zu erreichen.

Da bei der CO₂- Kühlung oFO unverhältnismäßig breite Epithelläsionen auftraten, ist für das Verdampfen keine Kühlung oder Kühlung mit phys. NaCl- Lösung mit Fokussieroptik am besten.

Erste klinische Erfahrungen bei der Behandlung von Patienten zeigten, daß die Koagulationswirkung bei fehlender Abtragung genutzt werden konnte (Landthaler und Mitarb. 1983;

Landthaler und Mitarb. 1984). Häufige Tumoren wie Basaliome, kleine spinözell. Karzinome und seltenere Hauttumoren wie floride orale Papillomatose, bowenoide Papulose und Bowenkarzinome sind auf diese Weise mit dem Nd- YAG- Laser therapierbar. Ein weiterer Vorteil der Behandlung ist der Verschluss von Lymphgefäßen innerhalb des erzielten Koagulationssaumes (Zimmermann und Mitarb. 1983). Auch die Behandlung tief gelegener vaskulärer Veränderungen der Haut ist möglich. Hierbei wurde erstmalig der Nd- YAG- Laser eingesetzt. Auch Naevi flammei, die tuberonodös verändert waren, wurden bereits mit dem Nd- YAG- Laser bei Kühlung der Hautoberfläche mit phys. Kochsalzlösung erfolgreich behandelt; dabei wurden die tuberösen Angiomen flach, erreichten Hautniveau, und die gesamte Läsion wurde heller.

5.4. VERGLEICH IR- KOAGULATOR UND ARGONLASER

Während bei dem oben beschriebenen Nd- YAG- Laser die Gewebeveränderungen durch die hohe Transmission und geringe Streuung der Strahlung auftraten, war sowohl beim Argonlaser als auch beim Infrarot- Koagulator der Strahl durch die höhere Streuung charakterisiert. Die Absorption erfolgte oberflächlich, so daß nur Abtragungen des Epithels aufzuweisen und am Abtragungsrand keine Reste karbonisierten Gewebes vorhanden waren. Der sich anschließende schmale Koagulationssaum war nicht homogen strukturiert und überschritt in seiner Tiefenausdehnung nur geringfügig das Stratum papillare.

Bei Bestrahlungen mit dem Argon- Laser war der Gewebedefekt nie tiefer als 0,35 mm; (3 W; 0,5 s). Dabei war die Läsion des Epithels in der Breite um den Faktor 6 größer als die Koagulation in der Tiefe. Lichtmikroskopische Untersuchungen von Frank und Mitarb. (1982) wiesen nach Argonbestrahlung von Harnblasengewebe bei Ratten die Abtragung des fragmentierten Urothels nach, ebenso den schmalen Koagulationssaum der darunter liegenden Muskelfasern. Dabei wurde bei 5 W/2 s eine Defekttiefe von 0,5mm

erreicht. Diese kleinen oberflächlichen Koagulationsnekrosen bei geringer Laserenergie wurden auch von Keiditsch (1981) nach Bestrahlung von Kaninchenblasen und von Godlewski und Mitarb. (1982) nach Argonbestrahlung der Leber bei neuseeländischen Hasen beobachtet.

Bei Bestrahlungen mit dem IR- Koagulator bildete sich ein breiterer, aber immer noch sichelförmiger Koagulationssaum aus. Die innere Zone war basophil homogen nekrotisch und der sich anschließende Bereich wies unregelmäßig strukturiertes nekrotisches Gewebe auf mit einer Gesamtdefekttiefe von 2,6 mm. Die höhere Eindringtiefe des IR- Koagulators ist auf die geringere Streuung des Strahls zurückzuführen, da das Licht des IR- Strahls eine längere Wellenlänge aufweist, als das Licht der Argonlasers. Haina und Mitarb. (1984) wiesen das unterschiedliche Streuverhalten von Licht unterschiedlicher Wellenlänge in der Haut nach und zeigten, daß beim Argonlaser ein Abfall der Strahlungsleistung in 1,1 mm Tiefe auf 10% erfolgte, während 10% des Lichts des nahen Infrarot- Bereichs 3,8 mm tief eindringen. Es erfolgte eine Abnahme der Streuung von der Wellenlänge 448 nm (Argon- Laser) - ca. 900 nm (IR- Koagulator, Leistungsmaximum) - 1046 nm (Nd- YAG- Laser), die mit der Zunahme der Koagulationstiefe korrelierte.

Reparaturmechanismen traten bei beiden Strahlungstypen auf. Das entzündliche Infiltrat verhielt sich wie bei der Nd- YAG- Bestrahlung umgekehrt proportional sowohl zur Zeit (IRK) als auch zur Laserleistung (Argonlaser).

Aufgrund der hohen Streuung des Argon- Lasers traten nur oberflächliche Hautveränderungen auf. Da die ektatischen Gefäße in Naevi flammei jüngerer Patienten relativ oberflächlich liegen, sind sie somit vom Argon- Laser erreichbar. Gute Behandlungsergebnisse wurden auch bei Patienten mit zirkumskripten Hämato lymphangiomen, eruptiven Angiomen und Angioma serpiginosum erreicht.

Der Argon- Laser läßt sich desweiteren bei Viruspapillomen und Schmuck- oder Schutztätowierungen therapeutisch einsetzen (Landthaler und Mitarb. 1981).

Bisherige tierexperimentelle Untersuchungen mit dem IR- Koagulator ergaben schnelle und zuverlässige Blutstillung parenchymatöser Organe wie Leber und Milz (Welter und Mitarb. 1980).

Auf die klinische Anwendung des IR- Koagulators zur Blutstillung des Milz- und Lebertraumas wiesen Welter und Krueger (1982) hin.

6. ZUSAMMENFASSUNG

An der Haut des Minischweins erfolgten Untersuchungen mit 3 verschiedenen Systemen, dem Nd-YAG-Laser, dem Argonlaser und dem IR-Koagulator, um qualitative und quantitative Hautveränderungen systematisch aufzuzeichnen. Bei unterschiedlicher Bestrahlungszeit, Laserleistung, Oberflächenkühlung und Strahlgeometrie wurden folgende Meßgrößen ermittelt:

- die Defekttiefe (histologisch gemessene Gewebeabtragung und Koagulationssaum)
- die Abtragungstiefe und Abtragungsbreite (histologisch gemessene Gewebeabtragung)
- der Koagulationssaum (Größe und Beschaffenheit)
- die Epithelläsion (Größe und Beschaffenheit)
- die Reparaturmechanismen des Gewebes.

Bei Bestrahlung mit dem Nd-YAG-Laser ohne Kühlung der Hautoberfläche betrug die maximale Defekttiefe 3,9 mm; dabei wurde 3 s lang bestrahlt bei einer Laserleistung von 50 Watt und einem Strahldurchmesser von 1,8 mm. Es zeigte sich eine lineare Abhängigkeit der Defekttiefe von der Laserleistung und der Bestrahlungszeit. Mit steigender Laserleistung und längerer Bestrahlungszeit wurde immer mehr Gewebe in die Tiefe abgetragen, so daß sich bei den oben genannten Versuchsbedingungen eine Gewebeabtragung von 3,2 mm ergab; daran schloß sich ein schmaler Koagulationssaum von 0,7 mm an, womit die Defekttiefe von 3,9 mm erreicht wurde.

Dabei war diese Gewebeabtragung in die Tiefe geringfügig größer als die Abtragungsbreite an der Hautoberfläche. Der Koagulationsbereich wies im Inneren aufgrund der zentral höheren Temperatur eine homogene Nekrose auf, während die anschließende äußere Zone unregelmäßig homogen strukturiert wurde.

48 h nach der Bestrahlung begann sich die Epidermis zu regene-

rieren (außer bei 3 s, 40 u. 50 W). Es ließ sich ein entzündliches Infiltrat, das die Nekrose bei kurzen Bestrahlungszeiten vollständig demarkierte, nachweisen (0,5 s, 10-30 w). Bei längerer Bestrahlungszeit traten die Entzündungszellen spärlicher auf; sie befanden sich erst peripher der Nekrose und unterhalb des subepidermalen Spaltes.

Eine Kühlung der Hautoberfläche mit phys. Kochsalzlösung verhinderte die Gewebeabtragung und führte zur gleichmäßigen Koagulation des Korioms, während das Epithel sich blasig darüber abhob. Die maximale Koagulationstiefe (10 s; 30 W; o. FO) betrug 3,9 mm. Unter Kühlung der Hautoberfläche mit gasförmigen CO_2 wurde bei derselben Bestrahlungszeit eine maximale Defekttiefe von 5,6 mm erreicht; hierbei verdampfte das Korium vollständig, und zusätzlich wurde 0,1 mm der Fettschicht koaguliert.

Für die Kühlung mit phys. Kochsalzlösung ergeben sich somit folgende Vorteile:

1. Es wurde kein Gewebe abgetragen; eine vollständige Regeneration wird ermöglicht.
2. Die Gewebeschonung betraf auch das Epithel. Sowohl die Breite der Epithelläsion als auch die Nekrosebreite des Korioms waren geringer als unter Kühlung mit gasförmigem CO_2 . Hier war die Breite der Epithelläsion mehr als doppelt so groß wie die Läsion in die Tiefe.
3. Die subepidermale Spaltbildung begann erst oberhalb des Nekrosebereiches; bei der Kühlung mit gasförmigem CO_2 begann sie bereits außerhalb des Nekrosebereiches.

Bei beiden Kühlsystemen wanderten die Entzündungszellen nur spärlich seitlich der Nekrose ein, demarkierten sie aber nicht.

Bei Verwendung einer Fokussieroptik, bei der eine höhere Leistungsdichte an der Hautoberfläche vorlag, wurde bei einer Bestrahlungszeit von 5 s eine Defekttiefe von 2,2 mm erreicht, wobei das Gewebe 1,4 mm abgetragen wurde. Ohne Fokussieroptik erfolgte die Strahlenwirkung verstärkt in der Tiefe und unter

denselben Bedingungen (5 s; 30 W) wurde eine Defekttiefe von 3,4 mm erreicht; dabei wurde kein Gewebe abgetragen.

Die umgekehrte Proportionalität zwischen der Menge der Entzündungszellen und der Laserleistung bzw. der Laserzeit war unabhängig der Strahlgeometrie.

Zusammenfassend zeigte sich, daß die Effekte des Nd-YAG-Lasers gut steuerbar waren und

- a) für das Verdampfen von Gewebe folgende Systeme günstig sind:
 - 1. Kühlung mit gasförmigem CO₂; ohne Fokussieroptik
 - 2. Keine Kühlung der Hautoberfläche; mit Fokussieroptik
 - 3. Kühlung mit phys. Kochsalzlösung; mit Fokussieroptik
- b) für die Koagulation von Gewebe eine Bestrahlung mit Kühlung der Hautoberfläche mit phys. Kochsalzlösung und ohne Fokussieroptik als optimal anzusehen ist.

Bei Bestrahlung mit dem Argon-Laser wie auch beim IR-Koagulator war der Strahl durch höhere Streuung charakterisiert, so daß eine oberflächliche Absorption erfolgte. Mit dem Argon-Laser wurde eine maximale Defekttiefe von 0,35 mm erreicht (0,5 s; 3 W), wobei die Läsion der Epithels in der Breite um den Faktor 6 größer war als die Koagulation in der Tiefe.

Bei Bestrahlung mit dem IR-Koagulator bildete sich ein breiterer, aber immer noch sichelförmiger Koagulationssaum aus; es wurde eine maximale Defekttiefe von 2,6 mm erreicht (4 s, 74 W).

7. LITERATUR

- 1) Anderson MC (1982)
Treatment of cervical intraepithelial neoplasias with the carbon dioxide laser: report of 543 patients.
Obstet Gynecol 59: 720-725
- 2) Apfelberg DB, Maser MR, Lash H, Rivers J (1981)
The argon laser for cutaneous lesions.
J Am Med Assoc 245: 2073-2075
- 3) Bahmer FA, Alzin HH (1983)
Erste Erfahrungen mit dem Neodym- YAG- Laser in der Dermatologie.
Akt Dermatol 9: 8-10
- 4) Baggish MS (1982)
Management of cervical intraepithelial neoplasias by carbon dioxide laser.
Obstet Gynecol 60: 378-384
- 5) Cosman B (1980)
Experience in the argon laser therapy of port wine stains.
Plast Reconstr Surg 65: 119-129
- 6) Cosman B (1980)
Clinical experience in the laser therapy of port wine stains.
Lasers Surg Med 1: 131-152
- 7) Dinstl K, Fischer PL (1981)
Der Laser. Grundlagen und klinische Anwendungen.
Springer, Berlin Heidelberg New York

- 8) Dinstl K, Härb HJ (1981)
Der CO₂- Laser in der Allgemeinchirurgie. in: Der Laser.
Grundlagen und klinische Anwendung. Dinstl K, Fischer PL
(Hrsg) Springer, Berlin Heidelberg New York 126- 132
- 9) Ehlers G (1975)
Beruflich und therapeutisch bedingte Schäden durch
Laserstrahlen. Histologische und zytophotometrische Unter-
suchungen.
Hefte Unfallheilk 121: 509- 513
- 10) Etienne J, Dorme N, Ladouch- Badre A, Raimbert P, Berthier
JP, Sultan R (1982)
Comparative studies of the effects of argon and neodmium
YAG laser beams in the normal fundic wall in the Beagle dog.
Digest Dis Scien 27: 425- 433
- 11) Fankhauser F (1971)
Der heutige Stand der Laserchirurgie.
Schweiz Med Wschr 101: 1425- 1434
- 12) Ferency A (1983)
Using the laser to treat vulvar condylomata acuminata and
intraepithelial neoplasia.
Canad Med Assoc J 128: 135- 137
- 13) Frank RN (1980)
Retinal laser photocoagulation: benefits and risks.
Vision Res 20: 1073- 1081
- 14) Frank F, Keiditsch E, Hofstetter A, Pensel J, Rothenberger K
(1982)
Various Effects of the CO₂, the Nd- YAG and the Argon-
Laser Irradiation on Bladder Tissue
Lasers in Surg and Med 2: 89- 96

- 15) Godlewski G, Miro L, Chevalier JM, Buereau JP (1982)
Experimental comparative study on morphological effects of
different lasers in the liver.
Res Experiment Med 180: 51- 57

- 16) Götz A, Albrich W, Waidelich W (1982)
Treatment of cancer of the vulva by CO₂-laser-coagulation;
first results. In: Waidelich W (Hrsg) Optoelectronics in
Medicine. Springer, New York Berlin Heidelberg, pp 93- 96

- 17) Goldman L, Nath G, Schindler G, Fidler J, Rockwell RJ (1973)
High- power neodymium-YAG-laser surgery.
Acta Dermatovenereol (Stockholm) 53: 45- 49

- 18) Haina D, Landthaler M, Waidelich W (1981)
Physikalische und biologische Grundlagen der Laseranwendung
in der Dermatologie.
Hautarzt 32: 397- 401

- 19) Haina D, Landthaler M, Braun-Falco O, Waidelich W (1982)
Optische Eigenschaften menschlicher Haut. in: Waidelich W
(Hrsg) Laser 83 Optoelektronik in der Medizin.
Springer Berlin Heidelberg New York Tokyo S.187- 193

- 20) Hofstetter A (1981)
Endoskopische Zerstörung von Blasentumoren mit Laser.
Urologe A (Suppl) 20: 317- 322

- 21) Hofstetter A, Böwering R, Keiditsch E, Frank F (1983)
Zerstörung von Uretertumoren mit dem Neodym- YAG- Laser.
Fortschr Med 101: 625- 627

- 22) Kaplan I (1982)
Current CO₂-laser Surgery.
Plast Reconstr. Surg 69: 552- 555

- 23) Keiditsch E (1981)
Histologische Grundlagen der endovesicalen Neodym- YAG-
Laser- Bestrahlung.
Urologe A (Suppl) 20: 300- 304

- 24) Kiefhaber P, Nath G, Moritz K (1977)
Endoscopical control of massive gastrointestinal hemorrhage
by irradiation with a high- power Neodym-YAG- laser.
Prog Surg 15: 140- 155

- 25) Kiefhaber P (1981)
Endoskopische Lasertherapie bei gastrointestinalen
Blutungen. In: Dinstl K, Fischer PL (Hrsg) Der Laser.
Grundlagen und klinische Anwendung. Springer Berlin
Heidelberg New York S. 133- 142

- 26) Kozlov AP, Moskalik KG (1980)
Pulsed laser radiation therapy of skin tumors.
Cancer 46: 2172- 2178

- 27) Landthaler M, Haina D, Waidelich W, Braun- Falco O (1981)
Therapeutische Laseranwendungen in der Dermatologie.
Hautarzt 32: 450- 454

- 28) Landthaler M, Haina D, Waidelich W, Braun- Falco O (1981)
Behandlungen mit einem Argonlaser in der Dermatologie.
Hautarzt 32 (Suppl V): 433- 435

- 29) Landthaler M, Haina D, Waidelich W, Braun- Falco O (1982)
Die Behandlung von Naevi flammei mit dem Argonlaser.
Möglichkeiten und Grenzen - eine kritische Stellungnahme.
Dtsch Ärzteblatt 79: 29 -31

- 30) Landthaler M, Haina D, Waidelich W, Braun- Falco O (1982)
Behandlung zirkumskripten Lymphangiome mit dem Argonlaser.

Hautarzt 33: 266- 270

- 31) Landthaler M, Brunner R, Haina D, Frank F, Waidelich W, Braun- Falco O (1983)
First experience with the Nd- Yag- laser in Dermatology.
In: Joffe SN (Hrsg) Neodymium- YAG- laser in Medicine and Surgery. Elsevier, New York, Amsterdam, Oxford, S.175- 183
- 32) Landthaler M, Brunner R, Haina D, Frank F, Waidelich W, Braun- Falco O (1984)
Neodym- YAG- Laser in der Dermatologie
Münchner Med Wschr 126: 1108- 1112
- 33) Levine H, Bailin P (1982)
Carbon dioxide laser treatment of cutaneous hemangiomas and tattoos.
Arch Otolaryngol 108: 236 -238
- 34) Meyer HJ, Grotlüschen B, Buchholz J (1979)
Schnittcharakteristik beim Schneiden mit Laserstrahlen.
Zbl Chir 104: 30-37
- 35) Noe JM, Barsky SH, Geer DE, Rosen S (1980)
Port wine stains and the response to argon laser therapy:
Successful treatment and the predictive role of colour, age and biopsy.
Plast Reconstr Surg 65: 130 -136
- 36) Reeser F, Fleischmann J, Williams GA, Goldman A (1982)
Efficacy of argon laser coagulation in the treatment of circinate diabetic retinopathy.
Am J Ophtalmol 92: 762- 767
- 37) Reid R, Muller S (1980)
Tattoo removal by CO₂-laser dermabrasion.

Plast Reconstr Surg 65: 717- 728

- 38) Rothenberger K, Pensel J, Hofstetter A, Keiditsch E,
Stern J (1981)
Dosierung der Neodym- YAG- Laserstrahlung zur endovesikalen
Anwendung bei Blasen Tumoren.
Urologe A 20: 310- 314
- 39) Schellhas HF (1981)
Der Kohlendioxidlaser in der Gynäkologie. In: Dinstl K,
Fischer PL (Hrsg) Der Laser. Grundlagen und klinische
Anwendung. Springer, Berlin Heidelberg NewYork, S. 146- 151
- 40) Seipp W, Landthaler M, Haina D, Justen V, Waidelich W (1981)
Die Entfernung von Tätowierungen mit dem Argonlaser.
Dtsch Ärztebl 78: 1809- 1811
- 41) Seipp W, Haina D, Justen V, Waidelich W (1981)
Erfahrungen mit dem Argonlaser.
Akt Dermatol 7: 106- 114
- 42) Staehler G (1980)
Der Neodym- YAG- Laser in der Urologie.
Münch Med Wochenschr 122: 1603- 1606
- 43) Staehler G (1981)
Die externe Applikation von Neodym- YAG- Laserstrahlen in der
Urologie.
Urologe A (Suppl) 20: 323- 327
- 44) Wagner RI, Kozlov AP, Moskalik KG (1981)
Laser radiation therapy of skin melanoma.
Strahlentherapie 157: 670- 672

- 45) Welter H, Seifert J, Nath G, Kreitmair A, Eberhardt H, Gobel JM (1980) Blutstillung an Leber, Lunge und Milz mittels Infrarotkoagulator
Zbl Chirurgie 105: 94- 101
- 46) Welter H, Krueger P (1982)
Infrarotkoagulation beim Milztrauma.
Dtsch Med Wschr 28: 1118
- 47) Zimmermann J, Stern J, Frank F, Keiditsch E (1983)
Unterbrechung des Lymphabflusses nach Neodym- YAG- Laserbestrahlung. Tierexperimentelle Verlaufsstudie an der Rattenharnblase. In: Staehler G, Hofstetter A (Hrsg) Verhandlungsbericht der Deutschen Gesellschaft für Lasermedizin e. V. Zuckschwerdt, München Bern Wien, S 139-145

Herrn Professor Dr.Dr.h.c.O. Braun-Falco, Direktor der Dermatologischen Klinik und Poliklinik der Universität München, danke ich für die Möglichkeit in der Klinik zu arbeiten.

Bei Herrn Dr.rer.nat. Haina bedanke ich mich für die freundliche Unterstützung beim experimentellen Teil meiner Arbeit.

Bei Priv.Doziert. Dr. M. Landthaler bedanke ich mich herzlich sowohl für die Überlassung des Dissertationsthemas, als auch für die freundliche Betreuung bei der Durchführung der Arbeit.

LEBENS LAUF

		Cornelia Gebhard
Geburtsdatum		22. Oktober 1952
Geburtsort		Singen/Hohentwiel
Eltern		Vater: Alfred Gebhard, Städt. Finanzdirektor und Stadt- kämmerer in Pension Mutter: Irma Gebhard, Hausfrau
Familienstand		ledig
Staatsangehör.		deutsch
Konfession		katholisch
Schul-	1959 - 63	Volksschule in Singen/Htwl.
ausbildung	1963 - 68	Gymnasium mit Abschluß der Mittleren Reife
Labor-	1968 - 70	Städt. Krankenhaus Singen, Pathol. Institut
tätigkeit		Prof. Dr. Rübsaamen (Bakteriologie)
MTA-Ausbildung	1970 - 72	Freiburg/Brsgr., Abschlußnote: 1
Berufspraxis	1972 - 73	Hauner'sche Kinderklinik, Prof. Dr. Betke
als MTA		(klin. Chemie, Hämatologie, Endokrinologie)
Sprachliche		
Weiterbildung	1973	London (Au-pair)
Abitur	1974 - 76	Münchenkolleg, Notendurchschnitt: 2,3
Berufspraxis	1976 - 79	Klinikum re. d. Isar, Institut f. exp.
als MTA		Chirurgie, Prof. Dr. Blümel (DFG Auftrag: Surfactantsynthese und Fettstoffwechsel)
Medizinstudium	1980 - 85	Ludwig-Maximilians-Universität, München
Prakt. Jahr	1985 - 86	1. Chirurgie, Städt. KH München-Neuperlach Dr. Wilhelm 2. Innere Med., Klinikum Ingolstadt Prof. Dr. Wirtzfeld 3. Gynäkologie u. Geburtshilfe, Städt. KH München-Neuperlach, Dr. Mehring
Ärtzl. Prüfung	Okt/Nov 86	Schriftlicher Abschnitt: Note 3 Mündlicher Abschnitt: Note 2
Approbation	Jan. 87	

